

Aus dem Institut für Arbeitsphysiologie und
Rehabilitationsforschung der Universität Marburg
Direktor: Prof. Dr. G. Hildebrandt

Methodische Grundlagen
zur Bestimmung der Puls-Atem-Koppelung
beim Menschen und ihr Verhalten im Nachtschlaf

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
in der gesamten Medizin der Hohen Medizinischen Fakultät
der Philipps-Universität zu Marburg

vorgelegt von

Justus Storch

aus Bad Liebenwerda

Marburg 1967

Methodische Grundlagen
zur Bestimmung der Puls-Atem-Koppelung
beim Menschen und ihr Verhalten im Nachtschlaf ^{*)}

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades
in der gesamten Medizin der Hohen Medizinischen Fakultät
der Philipps-Universität zu Marburg

vorgelegt von

Justus Storch

aus Bad Liebenwerda

Marburg 1967

Kleinoffsetdruck: Görich & Weiershäuser, Marburg

^{*)} Mit Unterstützung durch die Deutsche Forschungsgemeinschaft



Angenommen von der Medizinischen Fakultät
der Universität Marburg am 19.12.1967

gedruckt mit Genehmigung der Fakultät

Dekan: Prof. Dr. med. R. Siegert

Referent: Prof. Dr. med. G. Hildebrandt

Correferent: Prof. Dr. med. K. Golenhofen

In Dankbarkeit und Verehrung
meiner Mutter gewidmet



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554427_0021

Inhaltsverzeichnis

	Seite
I. Einleitung	1
II. Methodik	4
1. Versuchspersonen und Untersuchungsanordnung	4
2. Registriermethoden	4
a) Pulsregistrierung	4
b) Atmungsregistrierung	5
c) EEG-Registrierung	10
d) Registriergerät	10
3. Auswertung	10
a) Phasenkoppelung zwischen Herzschlag und Atmung	10
b) Schlaftiefe	11
4. Statistische Methodik	14
a) Koppelungsgrad χ^2	14
b) Mittelwerte, Streuungen und Korrelationen	14
III. Ergebnisse	17
1. Methodische Ergebnisse	17
a) Vergleich des Thermo-Nasenfühlers mit Rumpfmanschette und Pneumotachograph	17
b) Die Bedeutung von Inspirationsbeginn und Expirationenbeginn für die Bestimmung der Puls-Atem-Koppelung beim Menschen	20
2. Untersuchungen während des Nachtschlafes	23
a) Schlaftiefe und Pulsfrequenz	23
b) Schlaftiefe und Koppelungsgrad	26
c) Schlafdauer und Koppelungsgrad	30
d) Puls-Atem-Quotient und Koppelungsgrad	32
e) Veränderungen des Verteilungsmusters der Inspirationsbeginne	38
IV. Diskussion	43
1. Zur Methodik	43
a) Registriertechnik	43
b) Zur quantitativen Beurteilung von Kop- pelungsgrad und Verteilungsmuster	47
2. Zu den methodischen Ergebnissen	47
3. Zu den Ergebnissen im Schlaf	49
V. Zusammenfassung	59
VI. Literaturverzeichnis	61

I. Einleitung

Die rhythmischen Funktionen des Organismus stehen in einem besonderen zeitlichen Ordnungszusammenhang, der von HILDEBRANDT (1953, 1962a) als rhythmische Funktionsordnung bezeichnet wurde. Diese läßt zwei verschiedene Ordnungsmerkmale erkennen: Frequenzkoordination und Phasenkoordination. Beide Merkmale stehen in einem komplizierten Zusammenhang und können auf unterschiedlichen Mechanismen beruhen. Bei der Frequenzkoordination stehen die beteiligten Rhythmen in einfachen ganzzahligen Frequenzverhältnissen zueinander. Eine solche Abstimmung ist auch beim Menschen, insbesondere in Ruhe, für zahlreiche rhythmische Funktionen nachgewiesen worden (Lit.-Übersichten s. bei HILDEBRANDT 1960, 1962b, 1963). Die Phasenkoordination besteht in einer mehr oder weniger strengen Koppelung von Phasenpunkten und führt dadurch zu einer Bevorzugung bestimmter Phasenbeziehungen der beteiligten Rhythmen.

Die Phasenkoppelung ist erstmals von v. HOLST (1939) systematisch an den rhythmischen Flossenbewegungen von Fischen untersucht worden. Dabei konnte gezeigt werden, daß zwischen einer völligen Beziehungslosigkeit und einer vollkommenen Koppelung (absolute Koordination) alle Übergänge möglich sind, wobei eine nur statistische Bevorzugung der angestrebten Phasenbeziehung als relative Koordination bezeichnet wurde. Als Koppelungsmechanismen kommen neben rein mechanischen Wechselwirkungen vor allem solche neural-reflektorischer Art in Betracht, darüber hinaus konnten aber auch rein intrazentrale Koppelungen (sog. Magneteffekte) aufgedeckt werden.

Inzwischen sind auch für eine ganze Reihe vegetativer Funktionsrhythmen Phasenkoppelungen beobachtet worden, u.a. für Atmung, Herzschlag, Blutdruckrhythmus sowie Rhythmen der Haut-, Muskel- und Organdurchblutung (BUCHER 1944, 1963, 1964, 1965; KOEPCHEN u. THURAU 1957, 1958; PENÁZ 1957;

GOLENHOFEN u. HILDEBRANDT 1958, 1961; BUCHER u. BÄTTIG 1960 a u. b, 1961; GOLENHOFEN 1962; HILDEBRANDT 1963; HILDEBRANDT u. DAUMANN 1965; STUTTE u. HILDEBRANDT 1966; HINDERLING u. BUCHER 1966; STUTTE 1967).

Nachdem schon v. HOLST (1939) auf die ökonomische Bedeutung phasengeordneter Koaktionen hingewiesen hatte, liegen heute speziell für den Menschen verschiedene Beobachtungen vor, die dafür sprechen, daß die rhythmische Koordination integrierender Bestandteil der vegetativen Regulationen ist.

In vergleichenden Untersuchungen wurde erstmals von HILDEBRANDT (1963) gefunden, daß die Phasenkoppelung zwischen Puls- und Atemrhythmus vom Stehen zum Liegen und weiterhin nach Einschlafen intensiviert wird. Umgekehrt stellten HILDEBRANDT u. DAUMANN (1965) bei steigender Arbeitsbelastung eine fortschreitende Verminderung des Koppelungsgrades bis zur völligen Aufhebung fest. STUTTE (1967) fand eine besonders starke Puls-Atem-Koppelung bei trainierten Sportlern im Liegen, die sich im Stehen verminderte. Orthostatisch labile Probanden zeigten nach Aufstehen einen signifikant stärkeren Abfall des Koppelungsgrades.

Im Anschluß an diese Erfahrungen sollte in den vorliegenden Untersuchungen das Verhalten der Puls-Atem-Phasenkoppelung im Verlaufe des Nachtschlafes systematisch geprüft werden. Dabei war insbesondere zu berücksichtigen, daß die bisherigen Ergebnisse insofern eine uneinheitliche Grundlage hatten, als für die Beurteilung der Phasenkoppelung von Puls- und Atemrhythmus sowohl der Inspirations- als auch der Expirationsbeginn verwendet worden war. Während die von HILDEBRANDT u. DAUMANN (1965) sowie die von STUTTE (1967) mitgeteilten Ergebnisse sich auf den Inspirationsbeginn beziehen, waren von HILDEBRANDT (1963) und neuerdings teilweise auch von HINDERLING u. BUCHER (1966) die Koppelungserscheinungen für den Expirationsbeginn untersucht worden. Bei unseren Untersuchungen mußten daher

zunächst beide der genannten Phasenpunkte des Atem-
rhythmus einbezogen werden.

II. Methodik

1. Versuchspersonen und Untersuchungsanordnung

Bei insgesamt 10 gesunden Versuchspersonen (5 männl., 5 weiblich) im Alter zwischen 18 und 37 Jahren wurde die Puls-Atem-Phasenkoppelung in regelmäßigen Abständen vor, während und nach dem Nachtschlaf, den die Versuchspersonen im Institut absolvierten, gemessen. Die Untersuchungen begannen bis zu 1 1/2 Stunden vor dem Einschlafen und endeten nach Abschluß der ersten Messung nach dem morgendlichen Erwachen. Die spontane Schlafdauer war individuell verschieden und entsprach den unterschiedlichen Schlafgewohnheiten der Versuchspersonen.

Die ersten 5 Untersuchungen fanden in einem Raum statt, der gegen den Straßenlärm nicht besonders abgeschirmt war. Bei den ersten 3 Untersuchungen wurde die Puls-Atem-Koppelung in 1-stündlichen Abständen bestimmt, bei den weiteren 2 Untersuchungen in 1/2-stündlichen Abständen, wobei außerdem zur Schlaf tiefenmessung das Elektroencephalogramm (EEG) mitregistriert wurde.

Die weiteren 5 Untersuchungen wurden unter völlig konstanten äußeren Bedingungen in der Klimakammer des Instituts durchgeführt. Diese war einerseits vollkommen gegen Straßenlärm abgeschirmt und gestattete andererseits die Aufstellung des Registriergerätes im Nebenraum, wodurch Störungen der Versuchspersonen durch die Registriergeräusche sicher ausgeschlossen wurden. Bei diesen Versuchen wurden Puls-Atem-Koppelung und EEG stets in 1/2-stündlichen Abständen gemessen.

2. Registriermethoden

a) Pulsregistrierung

Zur Registrierung der Herzaktionen in Form einer bipolaren EKG-Ableitung wurden 2 Dauerelektroden aus Silberblech

(Größe 40 x 70 mm) unter Verwendung von Elektrodengelee (Herst.: Fa. F. HELBIG & Co., Freiburg/Br.) über Sternum und Herzspitze mit Heftpflaster fixiert. Hierbei wurde darauf geachtet, daß die Zuleitungskabel zum Elektrokardiographen die Bewegungen der Versuchspersonen im Schlaf nicht behindern konnten.

b) Atmungsregistrierung

Die Registrierung der Atmung erfolgte mit einem thermoelektrischen Nasenfühler, der die atmungsbedingten Temperaturschwankungen im Naseneingang erfaßt. Die von diesem gelieferten Spannungsschwankungen wurden über einen Zerkhacker-Verstärker unseres Registriergerätes fortlaufend aufgezeichnet. Der zu diesem Zweck von uns entwickelte Thermo-Nasenfühler ist in Abb. 1 photographisch abgebildet. Wegen seiner kleinen Abmessungen und seines geringen Gewichtes stellt er auch im Schlaf keine Behinderung für die Versuchsperson dar.

Der Fühler besteht aus einer Plexiglashalterung, die der Nasenform angepaßt ist und die Zuleitungen zu den Thermoelementen in eingefrästen Nuten aufnimmt (vgl. Abb. 2 und Abb. 3). Die Plexiglashalterung wird aus einer 2 mm dicken Platte mit der Laubsäge zugeschnitten, nach dem Einfräsen der Nuten auf 150° C erhitzt und einem Nasenmodell aus Gips schnell angeformt. Dabei müssen die zwei schmalen Fortsätze 5 bis 8 mm tief in die Nasenlöcher hineinragen, ohne die Nasenwandung zu berühren.

In die Nuten der beiden Fortsätze werden je 4 Kupfer-Konstantan-Thermoelemente (Drahtstärke 0,10 mm), die in Serie geschaltet (Schaltschema der Abb. 3) und in einen PVC-Schlauch (Stärke Pl)¹⁾ eingezogen sind, so

1) Fa. BRAUN, Melsungen



Abb. 1 Anordnung zur thermoelektrischen Atmungsregistrierung mit dem Thermo-Nasenfühler. Das Zuleitungskabel ist auf Nasenrücken und Stirn mit Leukoplaststreifen fixiert. Behälter mit den Gegenelementen im Zuleitungskabel in der Hand der Vp.



Abb. 2

Thermo-Nasenfühler und Isolierbehälter. An der Spitze der beiden Nasenfortsätze der Plexiglashalterung die in den Naseneingang hineinragenden je 4 Meßlötstellen. Der Isolierbehälter im Zuleitungskabel, in dem die Gegenlötstellen untergebracht sind, ist außen mit einer PVC-Folie überzogen.

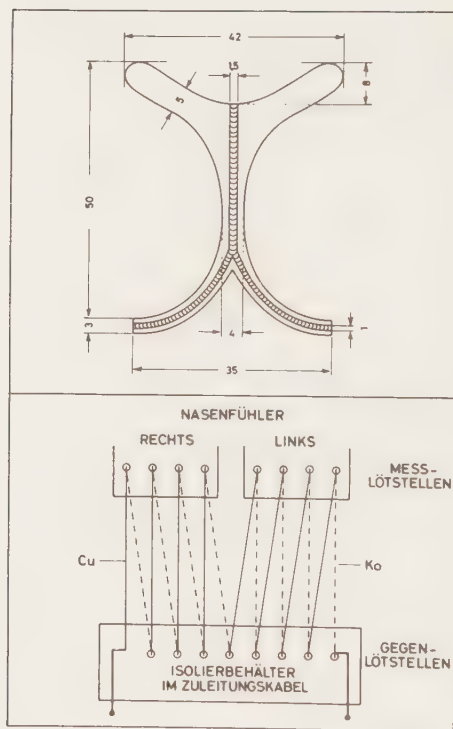


Abb. 3

Oben: Form der Plexiglashalterung des Nasenfühlers in ungebogenem Zustand. Die 1 mm tief eingefrästen Nuten, welche die Zuleitungen aufnehmen, sind durch Schraffierung gekennzeichnet. Abmessungen in mm.

Unten: Schaltschema der 8-fachen Thermosäule. Durchmesser der verwendeten Kupfer- und Konstantandrähte = 0,10 mm.

eingelegt, daß die mit Zapon^(R)-Lack isolierten Lötstellen 1 mm frei herausragen. Die Zuleitungen werden in einem 1 m langen PVC-Schlauch (Stärke P3)¹⁾ bis zu einem kleinen zylindrischen Plexiglasbehälter geführt, in dem die Gegenelemente gemeinsam in Araldit^(R) (UHU-PLUS)²⁾ eingebettet und dadurch vor schnellen Temperaturschwankungen geschützt werden. Die weiterführenden Meßleitungen bestehen aus isolierter Kupferlitze. Das Gewicht des Nasenfühlers beträgt mit 100 mm Zuleitungskabel nur 1,5 g.

Beim Beginn der Einatmung führt das Einströmen der kühleren Umgebungsluft in den Naseneingang zu einem steilen Temperaturabfall, beim Ausatmungsbeginn das Ausströmen der in den oberen Luftwegen erwärmten Luft zu einem plötzlichen Temperaturanstieg, so daß der Beginn der beiden Atemphasen bei der gewählten Anordnung scharf abgebildet wird (vgl. Registrierbeispiel in Abb. 5, S. 18). Bei einer Temperaturdifferenz von 15° C, wie sie bei normaler Raumtemperatur zwischen Ein- und Ausatemungsluft angenommen werden kann (vgl. PIRLET 1960), liefert der Thermo-Nasenfühler eine Spannungsänderung von $8 \times 15 \times 42$ Mikrovolt = 5,04 Millivolt (innerer Gesamtwiderstand ca. 600 Ohm).

Da die Nasenatmung in der Regel asymmetrisch ist und sowohl reaktive als auch spontan-rhythmische Seitigkeitswechsel erfolgen können (KAWAI-HITOSI 1954; HILDEBRANDT u. JÄGER unveröffentl.), ist es für längere Beobachtungszeiten notwendig, stets beide Nasenlöcher zu erfassen. Für unsere Untersuchungen wurde ein Satz von 8 verschieden geformten Nasenfühlern hergestellt, so daß für jede Versuchsperson ein gut passendes Modell ausgewählt werden konnte.

1) Fa. BRAUN, Melsungen

2) UHU-Werk H.u.M. FISCHER, Bühl (Baden), Zweikomponentenkleber auf der Basis von ARALDIT^(R) der CIBA AG.

c) EEG-Registrierung

Zur Registrierung des Elektroencephalogramms wurden 4 Nadelelektroden ¹⁾ intracutan in der Kopfhaut fixiert und mit Heftpflaster gegen Herausziehen gesichert. Bei der Wahl der Ableitungsstellen mußte darauf Rücksicht genommen werden, daß die Elektroden nicht zu weit occipital oder temporal lagen, damit die Versuchspersonen unbehindert auf dem Rücken und auf der Seite liegen konnten. Wir wählten zwei bipolare fronto-parietale Ableitungen, die über die beiden EEG-Kanäle unseres Registriergerätes aufgezeichnet wurden. Auch hier war die Länge der Ableitungskabel so gewählt, daß unwillkürliche Bewegungen im Schlaf nicht zu Störungen führen konnten.

d) Registriergerät

Die Registrierung aller Meßgrößen erfolgte mit einem direktschreibenden Mehrkanal-Elektrokardiographen Typ Physioscript PST 6 s 23 (Herst.: Fa. F. SCHWARZER, München). Die Papiergeschwindigkeit betrug stets 30 mm/sec. Sie entspricht der üblichen Registriereschwindigkeit des EEG und ermöglicht zugleich eine exakte Auswertung der Phasenbeziehungen von Herzschlag und Atmung (vgl. STUTTE 1967).

3. Auswertung

a) Phasenkoppelung zwischen Herzschlag und Atmung

Die Phasenkoppelung wurde nach dem Vorgehen von HILDEBRANDT u. DAUMANN (1965) sowie STUTTE (1967) für je 100 aufeinander folgende Atemzüge bestimmt. Zu diesem Zweck wurde der Zeitabstand des untersuchten Phasenpunktes

1) Die Nadelelektroden wurden nach gründlicher mechanischer Reinigung erst in 70%-igem Alkohol, dann in 5%-iger Formalinlösung sterilisiert und anschließend mit steriler Kochsalzlösung abgespült.

der Atmung (Inspirations- oder Expirationsbeginn) von der vorangehenden R-Zacke des Elektrokardiogramms ausgemessen (Schätzungsgenauigkeit $0,1 \text{ mm} = 3,3 \text{ msec}$) und in Prozent der jeweiligen Pulsperiodendauer umgerechnet. Je 100 dieser Werte wurden in einer Häufigkeitsverteilung zusammengestellt, die 20 Klassen von je 5% der Pulsperiodendauer umfaßte (vgl. Abb. 4).

Wenn keine Phasenkoppelung besteht und die Phasenbeziehungen zwischen Puls- und Atemrhythmus rein zufällig variieren, muß im Sinne einer Grundwahrscheinlichkeit eine gleichmäßige Besetzung aller 20 Klassen der Pulsperiodendauer erwartet werden (Erwartungswert $m = 5$). Dies ist im oberen Beispiel der Abb. 4 annähernd erfüllt. Das untere Beispiel der Abbildung zeigt dagegen den Fall einer sehr ausgeprägten Phasenkoppelung. Hier werden bestimmte Klassen der Pulsperiode vom Inspirationsbeginn bevorzugt.

Als Maß für den Koppelungsgrad bestimmten wir entsprechend dem Verfahren von BUCHER u. BÄTTIG (1960a und b), HILDEBRANDT u. DAUMANN (1965), HINDERLING u. BUCHER (1966) sowie STUTTE (1967) den χ^2 - Wert der Häufigkeitsverteilung, dessen statistische Signifikanz in einfacher Weise beurteilt werden kann.

b) Schlaftiefe

Die Schlaftiefe wurde für jeden Meßtermin aus dem EEG nach den in der Tabelle 1 zusammengestellten Kriterien ermittelt und quantitativ mit einer Schlafstiefenzahl beurteilt. Da die Schlaftiefe spontan kurzfristig schwanken kann, beurteilten wir zunächst die Schlafstiefenzahl für je 30 cm (= 10 sec) des Registrierstreifens und errechneten dann das arithmetische Mittel aller so gewonnenen Einzelwerte für den Zeitraum von 100 Atemzügen, in dem auch der Koppelungsgrad gemessen wurde.

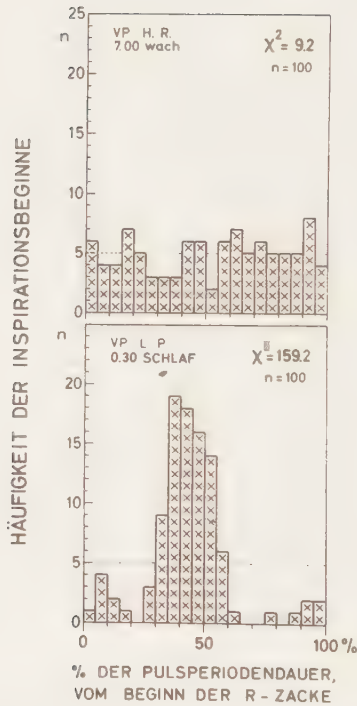


Abb. 4

Häufigkeitsverteilung von je 100 Inspirationsbeginnen innerhalb der Pulsperiode, die von R-Zackenbeginn zu R-Zackenbeginn in 20 Klassen zu je 5% der Pulsperiodendauer unterteilt ist. Der Koppelungsgrad χ^2 ist ein Maß für die Abweichung von der zufälligen Erwartungshäufigkeit, die als gestrichelte Horizontale eingezeichnet ist.

Oben: Zufällige Verteilung bei fehlender Phasenkoppelung. Unten: Stark ausgeprägte Phasenkoppelung.

T a b e l l e 1

EEG-Kriterien der Schlafstadien beim Gesunden und ihre quantitative Bewertung mit einer Schlaftiefenzahl (unter Verwendung der Schlafstadien von LOOMIS u. Mitarb. 1938, GIBBS u. GIBBS 1958, JUNG 1963, MONNIER 1963b, KUGLER 1966).

	Schlafstadien	Schlaftiefenzahl
A - Stadium =====	<u>a) Wachzustand</u> periodische Alphawellen	0
	<u>b) Schläfrigkeit (Drowsiness)</u> Abflachung und Verlangsamung der Alpha-Aktivität.	0,5
B - Stadium =====	<u>Sehr leichter Schlaf</u> Flaches EEG mit uncharakteristischen kleinen Wellen wechselnder Frequenz. "biparietal humps" = diphasische stachel- förmige Wellen von 1/3 - 1/8 sec Dauer.	1
C - Stadium =====	<u>Leichter Schlaf ("Spindelschlaf")</u> 12 - 14/sec Schlafspindeln, allmählich zu- nehmende Thetawellen.	2
D - Stadium =====	<u>Mitteltiefer Schlaf</u> Größere Deltawellen unregelmäßiger Dauer. Zwischenwellen von 4 - 8/sec (Thetawellen).	3
E - Stadium =====	<u>Tiefschlaf</u> "high voltage slow waves", große Deltawellen, keine Spindeln. Überlagerungen von Aktivitäten, die der Wach- frequenz ähneln können.	4
Alphawellen	= 8 - 13/sec	Thetawellen = 4 - 7/sec
Betawellen	= 14 - 30/sec	Deltawellen = 1 - 3/sec
Gammawellen	= > 30/sec	

4. Statistische Methodik

a) Koppelungsgrad χ^2

Aus den Häufigkeitsverteilungen von je 100 Atemphasenpunkten über die Pulsperiode (vgl. S. 11) wurde der Koppelungsgrad χ^2 nach folgender Formel berechnet (HENRYSSON u. Mitarb. 1960):

$$\chi^2 = \frac{\sum (x - m)^2}{m}$$

Dabei bedeuten: x = gefundene Häufigkeit, m = hypothetischer Erwartungswert in jeder Klasse.

Da in allen Fällen 20 Klassen verwendet wurden, sind die Signifikanzschranken für χ^2 einheitlich und auch inter-individuell vergleichbar. Sie betragen für:

χ^2	p
30,14	0,05
36,19	0,01
43,82	0,001

(DOCUMENTA GEIGY, Wissenschaftliche Tabellen 1960).

In Übereinstimmung mit DAUMANN (1965) sowie STUTTE (1967) unterscheiden wir demnach zwischen fehlender Koppelung ($p > 0,05$), schwacher Koppelung ($p < 0,05$), mittlerer Koppelung ($p < 0,01$) und starker Koppelung ($p < 0,001$).

b) Mittelwerte, Streuungen und Korrelationen

Mittelwerte wurden arithmetisch, für den Quotienten aus Puls- und Atemfrequenz wegen seiner logarithmischen Verteilung (HILDEBRANDT 1960) sowie für den χ^2 - Wert logarithmisch bestimmt.

Die Differenz von Mittelwerten prüften wir nach dem t-Test (STUDENT-Verteilung) auf Signifikanz (DOCUMENTA GEIGY, Wissenschaftliche Tabellen 1960). Hierbei errechneten

wir den t-Wert nach der Formel

$$t = \frac{M_2 - M_1}{\tilde{\sigma}_{MD}}$$

Die Streuung ($\tilde{\sigma}$) wurde nach der Formel

$$\tilde{\sigma} = \sqrt{\frac{\sum (x - M)^2}{n - 1}}$$

berechnet (HENRYSSON u. Mitarb. 1960), der mittlere Fehler des Mittelwertes nach

$$\sigma_M = \frac{\tilde{\sigma}}{\sqrt{n}}$$

und der mittlere Fehler der Differenz gemäß

$$\tilde{\sigma}_{MD} = \sqrt{\tilde{\sigma}_{M_1}^2 + \tilde{\sigma}_{M_2}^2}$$

Bei Streuungsvergleichen bzw. -korrelationen wurde der Variabilitätskoeffizient (VC) herangezogen, um den automatischen Einfluß des Mittelwertes auszuschalten:

$$VC = \frac{100 \cdot \tilde{\sigma}}{M}$$

(HENRYSSON u. Mitarb. 1960).

Korrelationen wurden als Produktmomentkorrelationen nach BRAVAIS-PEARSON (vgl. HENRYSSON u. Mitarb. 1960) berechnet.

$$\text{Korr.-Koeffizient } r_{xy} = \frac{\sum (x - M_x) \cdot (y - M_y)}{n \cdot \tilde{\sigma}_x \cdot \tilde{\sigma}_y}$$

($x - M_x$) bzw. ($y - M_y$) = Abweichung der Einzelwerte vom zugehörigen Mittelwert; σ_x , σ_y = Standardabweichung; M = arithmetischer Mittelwert; x = Einzelmessung; n = Zahl der Einzelmessungen.

Zur Signifikanzprüfung errechneten wir nach folgenden Formeln den t-Wert (vgl. SALINGER 1926):

$$m_r = \frac{1 - r^2}{\sqrt{n}} \quad ; \quad t = \frac{r}{m_r} \quad .$$

Zur graphischen Darstellung der mittleren Beziehung wurde anstelle der Regressionsgeraden die "Ausgleichsgerade" nach SALINGER (1926) verwendet. Diese ist definiert durch ihre Steigung $\frac{\sigma_y}{\sigma_x}$ und durch den Schwerpunkt der Verteilung mit seinen Koordinaten M_x und M_y . Die Ausgleichsgerade liegt - wie die ihr ähnliche "mittlere Gerade" (WIRTH 1927) - stets zwischen den beiden Regressionsgeraden und gibt die mittlere gegenseitige Abhängigkeit von x und y an.

III. Ergebnisse

1. Methodische Ergebnisse

a) Vergleich des Thermo-Nasenfühlers mit Rumpfmanschette und Pneumotachograph

In 5 Vergleichsuntersuchungen prüften wir in Zusammenarbeit mit STUTTE (1967) die Eignung unserer thermoelektrischen Atemschreibung zu Koppelungsmessungen gegenüber anderen gebräuchlichen Methoden. Dabei interessierte besonders die Sicherheit und Variationsbreite in Bezug auf die Festlegung korrespondierender Phasenpunkte der Atemkurve. Die Atmung wurde gleichzeitig mit Thermo-Nasenfühler, Rumpfmanschette und Mikropneumotachograph im Naseneingang registriert (Methodische Einzelheiten s. STUTTE 1967).

Abb. 5 zeigt ein Registrierbeispiel mit den drei Methoden. Für jeweils 100 aufeinanderfolgende Atemzüge wurden die Inspirationsbeginne für jede Kurve getrennt festgelegt, wobei wechselseitige Korrekturen durch Abdecken der Nachbarkurven ausgeschaltet wurden. Anschließend wurden die Differenzen zwischen den korrespondierenden Inspirationsbeginnen ausgemessen und statistisch analysiert.

In Abb. 6 sind die mittleren Differenzen des Inspirationsbeginnes in den verglichenen Kurven aller 5 Versuche in Bezug auf den Temperaturumschlag im Naseneingang mit ihren Streubereichen zusammengestellt. Es zeigt sich, daß der Inspirationsbeginn fast in allen Fällen vom Thermo-Nasenfühler am frühesten dargestellt wird. Während aber das Pneumotachogramm mit verhältnismäßig geringer Streuung und nur kleinen systematischen Unterschieden noch relativ gut mit dem thermischen Inspirationsbeginn übereinstimmt, kommen beim entsprechenden Manschettenkriterium erheblich größere Abweichungen vor, die

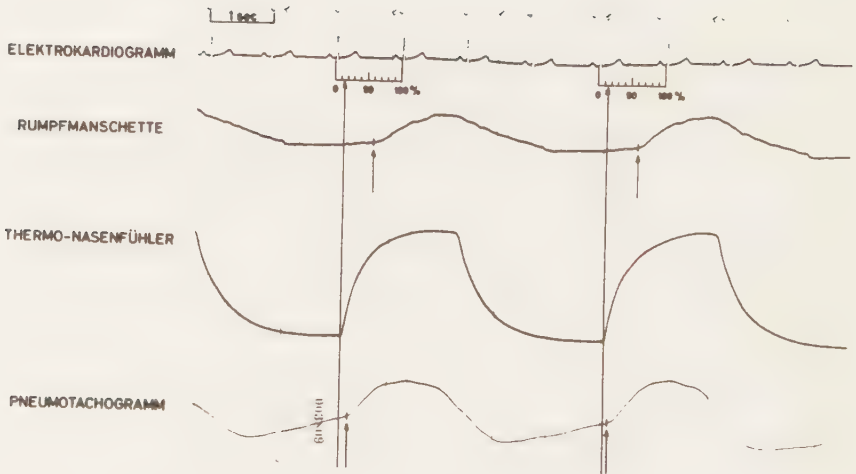


Abb. 5 Gleichzeitige Atmungsregistrierung mit 3 verschiedenen Registriermethoden. Die Inspirationsbeginne in der Manschettendruckkurve und im Pneumotachogramm sind durch Pfeile markiert und zeigen unterschiedliche Verspätungen gegenüber dem vom Thermo-Nasenfühler erfaßten Inspirationsbeginn, durch den eine senkrechte Linie gezogen ist. Die Bestimmung der Lage des Inspirationsbeginnes innerhalb der Pulsperiode wird durch die Projektion des Inspirationsbeginnes auf das EKG im oberen Kurventeil veranschaulicht.

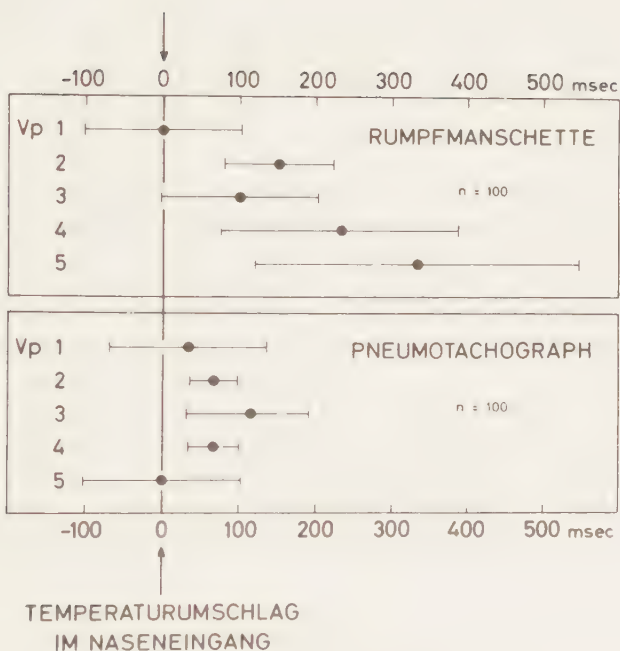


Abb. 6 Mittlere Differenzen des Inspirationsbeginnes bei Rumpfmanschettenregistrierung und Pneumotachogramm gegenüber thermoelektrischer Registrierung. Die eingezeichneten Fehlerbereiche stellen die Standardabweichung σ dar.

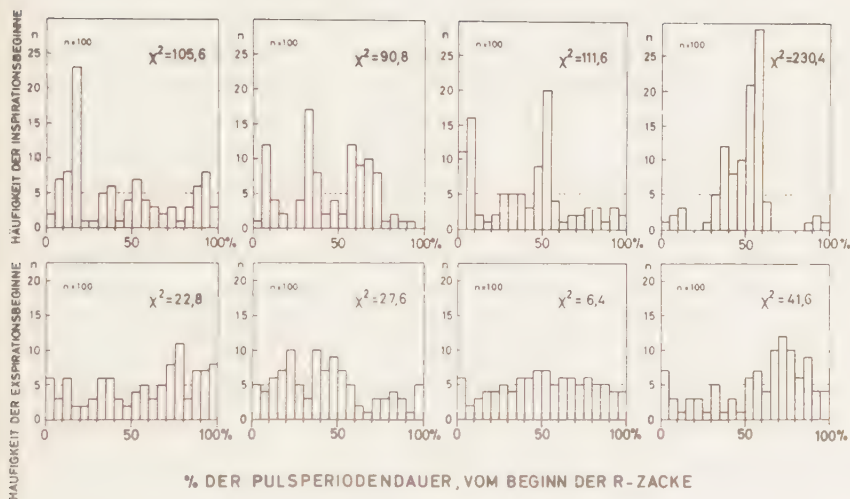
größenordnungsmäßig bis zur Hälfte einer Pulsperiodendauer anwachsen können. Diese sind dadurch verständlich, daß der Atemtyp zwischen Brust- und Bauchatmung sehr stark wechseln kann. Diese Fehlermöglichkeit entfällt naturgemäß bei der Atemregistrierung im Naseneingang. Von den beiden hier ansetzenden Methoden kann aber der Pneumotachograph im Mittel bis zu 100 msec später ansprechen.

b) Die Bedeutung von Inspirationsbeginn und Expirationsbeginn für die Bestimmung der Puls-Atem-Koppelung beim Menschen.

Zur Klärung der Frage, welcher Phasenpunkt der Atemkurve für die Beurteilung der Phasenkoppelung herangezogen werden muß, prüften wir zunächst im individuellen Längsschnitt einzelner Versuchspersonen die Koppelungsgrade für 100 Inspirationsbeginne und für die entsprechenden Expirationsbeginne. Wie Abb. 7 zunächst an 4 Beispielen zeigt, fanden wir für den Expirationsbeginn stets wesentlich geringere Koppelungsgrade, nur in Ausnahmefällen erreichten diese schwach signifikante Werte.

Wir verglichen weiterhin die Koppelungsgrade für Inspirationsbeginn und Expirationsbeginn bei allen 10 Versuchspersonen, und zwar jeweils in den Untersuchungen, die den höchsten Koppelungsgrad für den Inspirationsbeginn ergeben hatten. In der Abb. 8 sind die Ergebnisse gegenübergestellt. Trotz der maximalen Koppelungsgrade für den Inspirationsbeginn finden sich für den zugehörigen Expirationsbeginn immer weit geringere, in der Mehrzahl nicht einmal signifikante χ^2 - Werte.

Wir vermuteten daher, daß nur der Inspirationsbeginn vom führenden Pulsrhythmus gekoppelt wird, und daß die für den Expirationsbeginn gefundenen Koppelungen lediglich automatische Effekte darstellen, die dann auftreten, wenn die



bb. 7

Gegenüberstellung der Verteilungsmuster von je 100 Inspirationsbeginnen (oben) und den zugehörigen Expirationsbeginnen (unten) innerhalb der Pulsperiode.

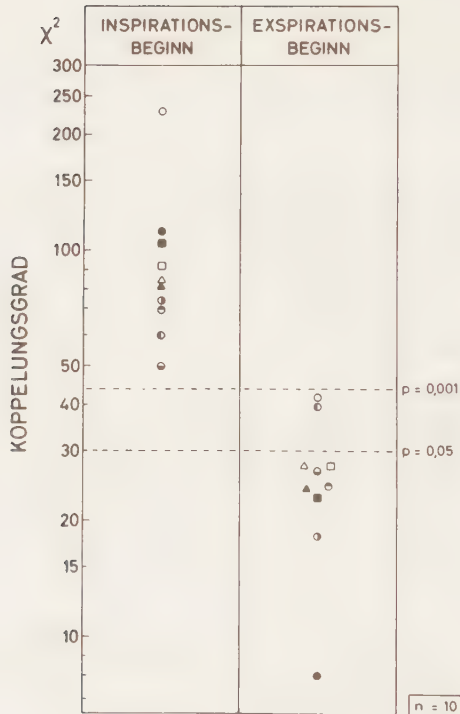


Abb. 8

Vergleich des Koppelungsgrades χ^2 von je 100 Inspirationsbeginnen mit dem der zugehörigen 100 Expirationsbeginne bei 10 schlafenden Versuchspersonen zum Zeitpunkt maximaler Koppelung der Inspirationsbeginne. Die 10 Symbole bezeichnen die einzelnen Versuchspersonen und entsprechen denen in Abb. 9 und 16.

Inspirationsdauer infolge sehr gleichmäßiger Atmung mehr oder weniger konstant ist. Um diese Vermutung zu erhärten, untersuchten wir für die 10 Beispiele der Abb. 8 die Differenzen zwischen dem inspiratorischen und expiratorischen Koppelungsgrad in Abhängigkeit von der Variabilität der Inspirationsdauer. Wir bestimmten dazu die Streuung der Inspirationsdauer für je 10 Atemzüge und ermittelten den Variabilitätskoeffizienten, weil die Mittelwerte der Inspirationsdauer bei den 10 Beispielen sehr verschieden groß waren und ein interindividuell vergleichbares Streuungsmaß deshalb auf die jeweilige mittlere Inspirationsdauer bezogen werden muß (vgl. HILDEBRANDT 1959 a, b; HENRYSSON u. Mitarb. 1960). Das Ergebnis zeigt Abb. 9, wobei zum Vergleich mit Abb. 8 die gleichen individuellen Symbole verwendet sind. Es wird deutlich, daß der Unterschied zwischen inspiratorischer und expiratorischer Koppelung in den Fällen am geringsten ist, in denen die Inspirationsdauer am konstantesten ist und umgekehrt. Der Koppelungseffekt des Expirationsbeginnes ist also automatischer Natur und geht verloren, wenn die Variabilität der Inspirationsdauer zunimmt. Diese Beziehung ist bei dem kleinen Kollektiv allerdings nur schwach signifikant ($p < 0,05$).

2. Untersuchungen während des Nachtschlafes.

a) Schlaftiefe und Pulsfrequenz

Die Schlaftiefe der Versuchspersonen, die wir nach dem halbstündlich registrierten EEG beurteilten (vgl. Tabelle 1, S. 13), zeigte in allen Fällen mehr oder weniger deutlich den charakteristischen periodischen Verlauf. Gleich nach dem Einschlafen erreichte sie ein Maximum, welches sich dann in ungefähr 1 1/2 - 2-stündigen Abständen wiederholte, wobei die Amplitude meist fortschreitend kleiner wurde. Abb. 10 zeigt drei Beispiele. Der in seiner Gesamttendenz abfallende Verlauf der Schlaftiefe findet sich auch in der Pulsfrequenz wieder. Nach dem Einschlaftermin, zur

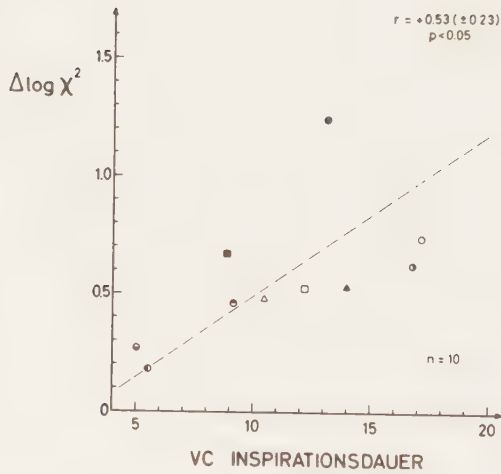


Abb. 9 Differenz zwischen inspiratorischem und expiratorischem Koppelungsgrad in Abhängigkeit vom Variabilitätskoeffizienten der Inspirationsdauer. Gleiche Symbole wie in Abb. 8.

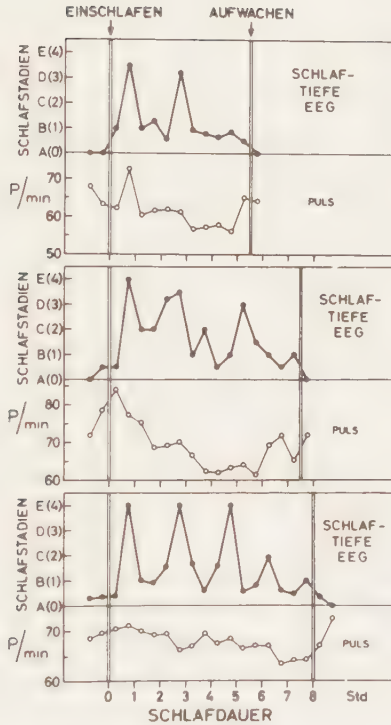


Abb. 10

3 Beispiele für den Verlauf von Schlaf-tiefe und Pulsfrequenz während des Nachtschlafes. Quantitative Beurteilung der Schlaf-tiefe gem. Tabelle 1 S. 13.

Zeit der größten Schlaftiefe, steigt die Pulsfrequenz in der Mehrzahl der Fälle gegenüber dem Wert vor dem Einschlafen sogar etwas an, um zum Morgen hin kontinuierlich abzufallen. Die niedrigsten Pulsfrequenzwerte werden erst in den letzten Stunden vor dem Erwachen erreicht.

b) Schlaftiefe und Koppelungsgrad

In Abb. 11 ist zunächst das Gesamtergebnis in Form des durchschnittlichen Verlaufs der Schlaftiefe von 7 Versuchspersonen und des Koppelungsgrades aller 10 Versuchspersonen zusammengestellt. Wegen der unterschiedlichen Schlafdauern wurde die erste Hälfte der Schlafzeit über dem Einschlaftermin (mittlerer Einschlaftermin 22.24 Uhr) synchronisiert, die zweite Hälfte über dem Aufwachtermin (mittlerer Aufwachtermin 6.03 Uhr). Zur Bestimmung 1/2-stündlicher Mittelwerte mußten außerdem bei den ersten 3 Versuchen mit 1-stündlichen Meßintervallen die fehlenden Meßwerte jeweils durch Interpolation ergänzt werden. Der Koppelungsgrad nimmt während des Nachtschlafes signifikant zu. Im Gegensatz aber zur Schlaftiefe, die schon kurz nach dem Einschlafen in der bekannten Weise ihr erstes Maximum erreicht und zum Erwachen hin allmählich abnimmt, steigt der Koppelungsgrad im Durchschnitt langsamer an und nimmt dann im weiteren Verlauf noch weiter zu, um erst eine Stunde vor dem Erwachen das absolute Maximum zu erreichen. Insgesamt besteht also eine gewisse Gegensinnigkeit im Verlauf von Schlaftiefe und Koppelungsgrad.

Im unteren Teil der Abb. 11 ist außerdem der mittlere Pulsfrequenzverlauf aller 10 Versuchspersonen dargestellt. Dieser zeigt eine im großen und ganzen spiegelbildliche Verlaufsform zum Koppelungsgrad. Der Abfall nach dem Einschlafen erfolgt langsam, auch im Mittel aller 10 Versuche führt das Maximum der Schlaftiefe zu keinem Pulsfrequenzabfall. Das Minimum der Pulsfrequenz wird erst

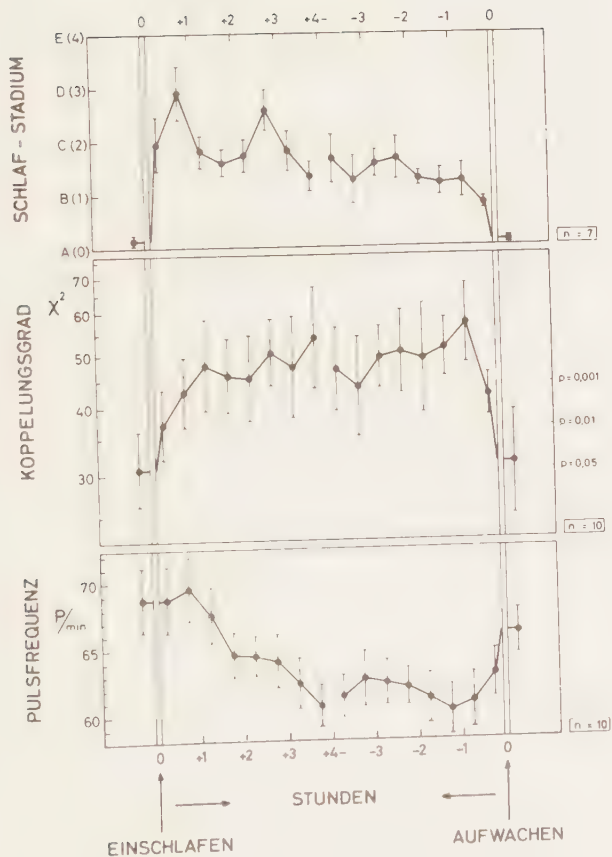


Abb. 11 Mittlerer Verlauf von Schlafentiefe, Puls-Atem-Kopplungsgrad und Pulsfrequenz während des Nachtschlafes. Wegen der unterschiedlichen Schlafzeiten wurden die Meßwerte aller Versuchspersonen vom Einschlaftermin bzw. Aufwachtermin her bis zur Hälfte der Schlafzeit synchronisiert (mittlere Schlafdauer = 7 Std., 39 min). Die eingezeichneten Fehlerbereiche geben den mittleren Fehler der Mittelwerte (σ_M) an.

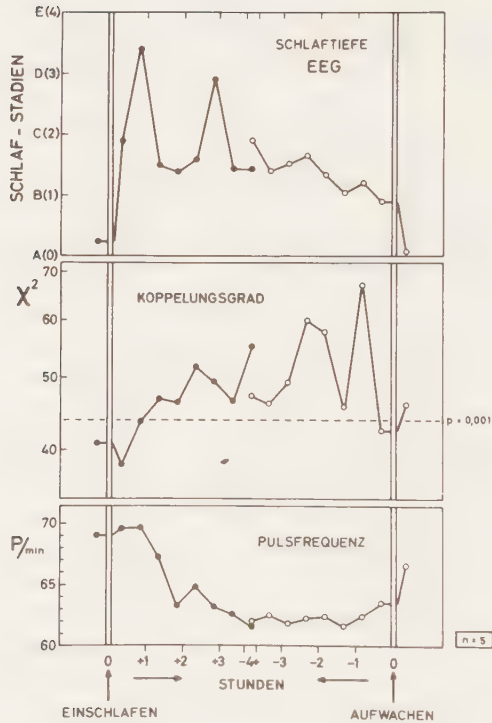


Abb. 12 Mittlerer Verlauf von Schlaf tiefe, Puls-
Atem-Kopplungsgrad und Pulsfrequenz
während des Nachtschlafes bei 5 ge-
sunden Versuchspersonen unter konstan-
ten äußeren Bedingungen. Synchroni-
sierte Darstellung gemäß Abb. 11.

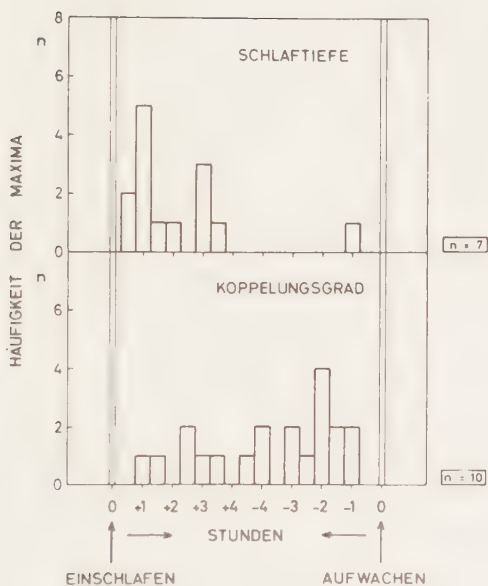


Abb. 12

Zeitliche Verteilung der beiden höchsten Individualwerte von Schlaf-tiefe (n = 7 Vpn) und Puls-Atem-Koppelungsgrad (n = 10 Vpn) in Bezug auf den Einschlaf- bzw. Aufwach-termin.

kurz vor dem Erwachen in dem Zeitraum erreicht, wo der Koppelungsrad zwischen Puls und Atmung maximal wird.

Abb. 12 zeigt den mittleren Verlauf der gleichen Meßgrößen für diejenigen 5 Versuchspersonen, die unter den besonders gleichmäßigen Bedingungen der Klimakammer untersucht werden konnten. Hier kommt der grundsätzlich gegensinnige Verlauf von Schlaftiefe und Koppelungsgrad während des Nachtschlafes mit dem spät liegenden Maximum der Koppelung noch deutlicher zum Ausdruck.

Wie aus den in Abb. 11 eingezeichneten Fehlerbereichen hervorgeht, ist das Verhalten des Koppelungsgrades gegenüber Schlaftiefe und Pulsfrequenz bei weitem am wenigsten einheitlich. Wir haben daher in Abb. 13 zur näheren Analyse auch die zeitliche Lage der beiden höchsten Individualwerte von Schlaftiefe und Koppelungsgrad in Bezug auf den Einschlaf- bzw. Aufwachtermin in Form einer Häufigkeitsverteilung für alle 7 bzw. 10 Versuchspersonen zusammengestellt. Auch aus dieser Untersuchung geht hervor, daß im Gegensatz zu den früh liegenden Maxima der Schlaftiefe die Maxima des Koppelungsgrades gehäuft erst in der zweiten Schlafhälfte bzw. in den letzten Stunden vor dem Erwachen auftreten. Trotzdem ließen sich in keinem Falle signifikant negative Korrelationen zwischen individueller Schlaftiefe und dem Koppelungsgrad nachweisen.

c) Schlafdauer und Koppelungsgrad

In Abb. 14 sind von einer Versuchsperson die während des Nachtschlafes gewonnenen Häufigkeitsverteilungen der Inspirationsbeginne über die Herzperiode in 1-stündlichen Intervallen zusammengestellt. Die spontane Schlafdauer betrug in diesem Falle nur 5 1/2 Stunden und war die kürzeste unserer Klimakammerversuche. Zugleich war der Koppelungsgrad 1 1/2 Stunden vor dem Erwachen der höchste, den wir bisher überhaupt gemessen haben. Dieses auffällige Zusammentreffen ließ vermuten, daß spontane Schlafdauer

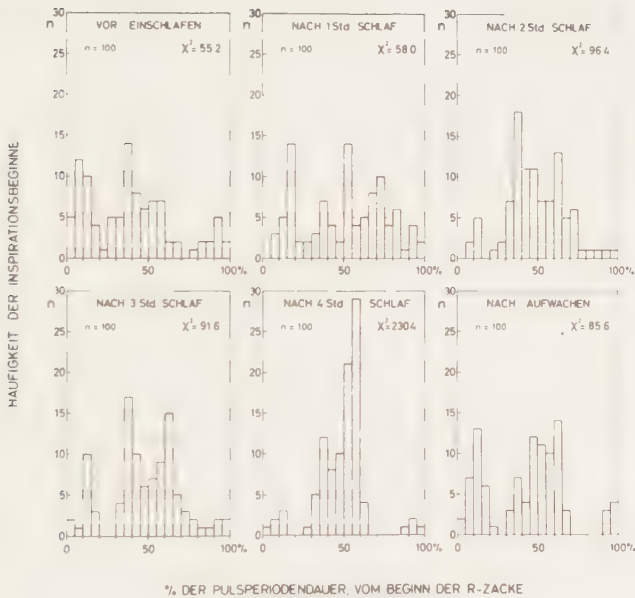


Abb. 14

Beispiel für die Veränderungen der Häufigkeitsverteilung des Inspirationsbeginns über die Pulsperiode während des Nachtschlafes. Gesunde Versuchsperson unter gleichmäßigen äußeren Bedingungen. Spontane Schlafdauer 5 1/2 Stunden.

und Koppelungsgrad von Puls- und Atemrhythmus in Zusammenhang stehen.

Um diese Frage zu prüfen, haben wir für alle 10 Versuchspersonen den mittleren Koppelungsgrad während des Nachtschlafes mit der spontanen Schlafdauer korreliert. Das Ergebnis ist in Abb. 15 dargestellt. Es besteht eine statistisch signifikante negative Korrelation in dem Sinne, daß diejenigen Versuchspersonen, die eine besonders hohe Koppelung von Puls- und Atemrhythmus erreichen, mit einer um so geringeren Schlafdauer auskommen.

d) Puls-Atem-Quotient und Koppelungsgrad

In Abb. 16 sind die individuellen Werte des Puls-Atem-Quotienten von allen 10 Versuchspersonen zusammengestellt. Um einen Vergleich mit den vorhergehenden Abbildungen zu ermöglichen, wurde das gleiche Synchronisationsverfahren angewendet. Obwohl einzelne Werte, die vor allem von einer bestimmten Versuchsperson stammen, teilweise stärker herausfallen, zeigt sich insgesamt nach dem Einschlafen ein typisches Konvergieren der Puls-Atem-Quotienten im Bereich der Norm 4,0 (vgl. HILDEBRANDT 1953; 1960; 1967). Ein erstes Minimum der kollektiven Streuung wird etwa 2 bis 3 Stunden nach dem Einschlafen erreicht, ein weiteres Minimum liegt in der letzten Stunde vor dem Erwachen. Nach dem Aufwachen weichen die Werte sogleich wieder stark auseinander.

Abb. 17 zeigt noch speziell den mittleren Verlauf des Puls-Atem-Quotienten sowie die mittlere Abweichung der Einzelwerte von der Norm 4,0 für diejenigen 5 Versuchspersonen, die unter den störungsfreien Bedingungen in der Klimakammer untersucht wurden. Auch diese Teilgruppe läßt die typische Normalisierung des Puls-Atem-Quotienten im Verlaufe des Nachtschlafes erkennen. Die kleinste mittlere Abweichung von der Norm wird in der letzten Stunde vor dem Aufwachen erreicht, wo zugleich der Mittelwert am

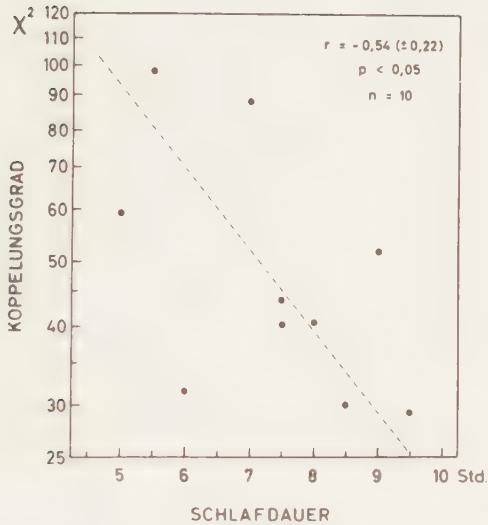


Abb. 15

Beziehung zwischen spontaner Schlafdauer und Puls-Atem-Koppelungsgrad bei 10 Versuchspersonen. Die gestrichelte Gerade ist die Ausgleichsgerade der Korrelation.

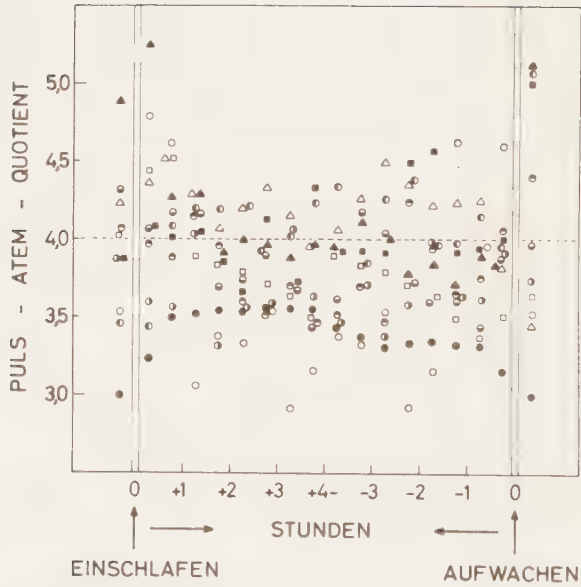


Abb. 16

Individuelle Verläufe des Puls-Atem-Quotienten während des Nachtschlafes bei Synchronisation der Einschlaf- und Aufwachtermine. Symbole gem. Abb. 8.

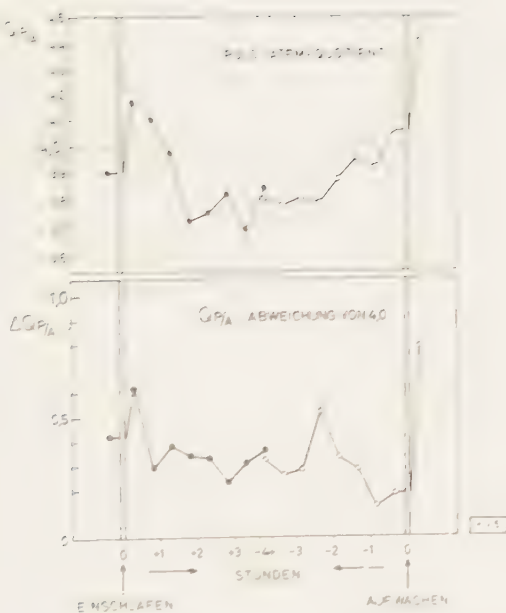


Abb. 17

Mittlerer Verlauf des Puls-Atem-Quotienten sowie seiner (linearen) Abweichung vom Normwert 4,0 bei 5 Versuchspersonen während des Nachtschlafes in der Klimakammer. Synchronisation der Einschlaf- und Aufwachtermine.

konstantesten um 4,0 liegt. Es scheinen demnach gewisse zeitliche Beziehungen zwischen der Normalisierung des Puls-Atem-Quotienten und der Zunahme der Koppelungswirkungen zwischen Puls- und Atemrhythmus zu bestehen.

Zur näheren statistischen Untersuchung dieser Beziehungen wurden die interindividuellen Niveauunterschiede des Koppelungsgrades dadurch ausgeschaltet, daß wir alle während des Nachtschlafes gemessenen Koppelungswerte in Prozent des (log. bestimmten) individuellen Gesamtmittelwertes umrechneten. Beim Auftragen dieser relativen Koppelungsgrade in Abhängigkeit von den gleichzeitig bestimmten Puls-Atem-Quotienten ergab sich zunächst eine statistisch signifikante negative Korrelation mit einem Korr.-Koeffizienten von $r = -0,21 (\pm 0,084)$, $p < 0,02$. Insgesamt wird also der Koppelungsgrad mit zunehmendem Puls-Atem-Quotienten vermindert.

Bei Eintragung der Regressionsgeraden zeigte sich jedoch, daß die Mittelwerte des relativen Koppelungsgrades in auffälliger Weise in den einzelnen Klassen des Puls-Atem-Quotienten von der Regressionsgeraden richtungsverschieden abwichen, und zwar so, daß im Bereich ganzzahliger Puls-Atem-Quotienten eine positive Abweichung, in den dazwischen liegenden Bereichen eine negative Abweichung überwog. In Abb. 18 sind die (log. bestimmten) mittleren Abweichungen des relativen Koppelungsgrades von der Regressionslinie für die einzelnen Klassen des Puls-Atem-Quotienten dargestellt. Die bei 3,0 und 4,0 auftretenden Koppelungsmaxima heben sich statistisch signifikant gegenüber dem zwischen ihnen liegenden Bereich heraus, wenngleich in den höheren Klassen des Puls-Atem-Quotienten die Fehlerbreite infolge rasch abnehmender Häufigkeit stark zunimmt. Immerhin kann aber der Kurvenverlauf als ein Hinweis dafür genommen werden, daß eine ganzzahlige Frequenzkoordination zwischen Puls und Atmung mit einer Steigerung der Phasenkoppelung verbunden ist.

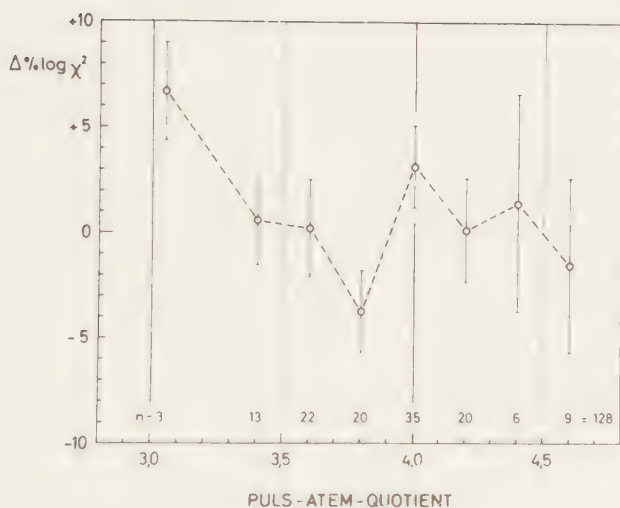


Abb. 18

Die relativen Abweichungen des Koppelungs-
grades χ^2 von seiner mittleren Beziehung
zum Puls-Atem-Quotienten in den Klassen
des Puls-Atem-Quotienten. Die Klammern
geben die Bereiche des mittleren Fehlers
der Mittelwerte (σ_M) an. Nähere Erläue-
rungen s. im Text S. 36.

e) Veränderungen des Verteilungsmusters der Inspirations-
beginne

Bei der Bestimmung des Koppelungsgrades mittels der χ^2 -Methode wird weder die Verteilungsform der Inspirationsbeginne noch die zeitliche Lage ihrer Häufigkeitsgipfel innerhalb der Herzperiode berücksichtigt. Nach den Ergebnissen von HILDEBRANDT u. DAUMANN (1965) sowie von STUTTE (1967) fallen die Inspirationsbeginne bevorzugt in drei bestimmte Abschnitte der Herzperiode ein. Die dadurch entstehenden Koinzidenzgipfel, die mit K_1 bis K_3 bezeichnet werden, liegen im Durchschnitt 135, 350 und 600 msec von der vorangehenden R-Zacke entfernt (STUTTE 1967). Diese Abstandswerte variieren aber systematisch in Abhängigkeit von der Pulsperiodendauer, und zwar gemäß deren Einfluß auf die elektrische Systolendauer (vgl. auch STUTTE u. HILDEBRANDT 1966).

Wie die Beispiele der Abb. 7 (S. 21) zeigen, lassen auch die von uns gefundenen Häufigkeitsverteilungen des Inspirationsbeginnes in der Regel drei diskrete Gipfel erkennen, deren quantitative Besetzung allerdings von Fall zu Fall recht unterschiedlich sein kann. Nach den Untersuchungen von STUTTE (1967) ist die Ausprägung der Koinzidenzgipfel u.a. vom Koppelungsgrad abhängig, insbesondere nahm die Besetzung des dritten Koinzidenzgipfels K_3 interindividuell mit steigendem Koppelungsgrad zu. Wir haben daher auch für den individuellen Längsschnitt des Schlafverlaufs die Beziehungen zwischen den Veränderungen des Koppelungsgrades und der Besetzung der drei Koinzidenzgipfel geprüft. Als Besetzung der Gipfel wurde dabei die Anzahl der im Gipfelbereich über der Erwartungshäufigkeit liegenden Inspirationsbeginne gewertet. Bei der Abgrenzung des Bereichs der Koinzidenzgipfel wurde der von STUTTE (1967) dargestellte Einfluß der mittleren Pulsperiodendauer (Pulsfrequenz) berücksichtigt.

Abb. 19 zeigt unter Anwendung der bereits beschriebenen Synchronisationsmethode den mittleren Verlauf der Besetzung der Koinzidenzgipfel K_1 bis K_3 für alle 10 Versuchspersonen. Während die Ausprägung des ersten Gipfels K_1 über die ganze Schlafzeit im Durchschnitt ziemlich konstant bleibt, steigt die des dritten Gipfels K_3 nach dem Einschlafen fast kontinuierlich an, bis nach 4 Stunden Schlafzeit mit einer Verdoppelung ein gerade signifikanter Unterschied gegenüber dem Ausgangswert erreicht wird ($p = 0,05$). Bei Synchronisation vom Aufwachtermin her liegt das Niveau der Schlafwerte bis zum Erwachen hin allerdings nicht mehr signifikant erhöht, doch fällt auf, daß der Rückgang zum Wachwert relativ steil erfolgt. Insgesamt ist also bei der Besetzung des Koinzidenzgipfels K_3 eine gewisse Ähnlichkeit mit dem Verlauf des Koppelungsgrades χ^2 vorhanden (vgl. Abb. 11 u. 12). Der Anstieg der Gipfelbesetzung von K_2 während des Schlafes erreicht dagegen in keinem Falle signifikante Differenzen gegenüber den Wachwerten.

Überhaupt lassen die relativ großen Fehlerbereiche erkennen, daß die Veränderungen des Verteilungsmusters im Einzelfall erhebliche Unterschiede aufwiesen. Neben einer Zunahme des 3. Koinzidenzgipfels, wie sie am stärksten im Beispiel der Abb. 14 (S. 31) ausgeprägt war, fanden sich auch Fälle, bei denen die nächtliche Steigerung des Koppelungsgrades mit einer zunehmenden Ausprägung des 1. Koinzidenzgipfels einherging.

Bei einer quantitativen Prüfung der Beziehungen zwischen dem Koppelungsgrad und der Besetzung der einzelnen Koinzidenzgipfel errechneten wir für den Gipfel K_3 den höchsten positiven Korrelationskoeffizienten ($r = + 0,41 \pm 0,07$), für den Gipfel K_1 einen Korr.-Koeffizienten von $r = 0,28 (\pm 0,08)$, während sich der Korr.-Koeffizient für K_2 nicht sicher von 0 unterschied.

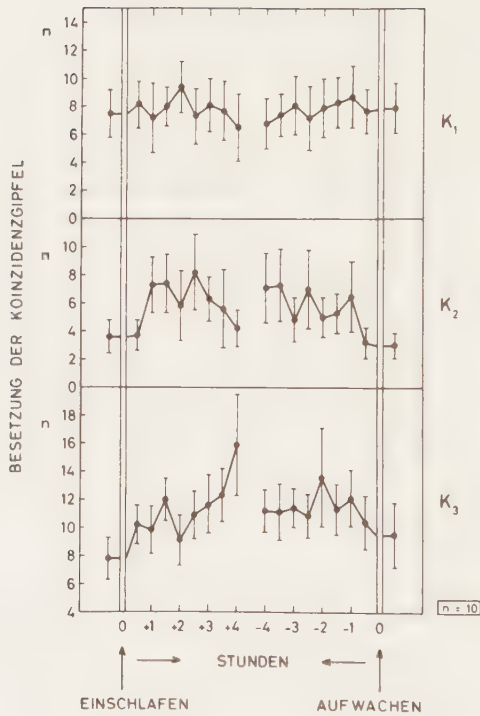


Abb. 19

Mittlerer Verlauf der Besetzung der drei Koinzidenzgipfel (K_1 bis K_3) während des Nachtschlafes von 10 Versuchspersonen bei Synchronisation der Einschlaf- und Aufwachtermine.

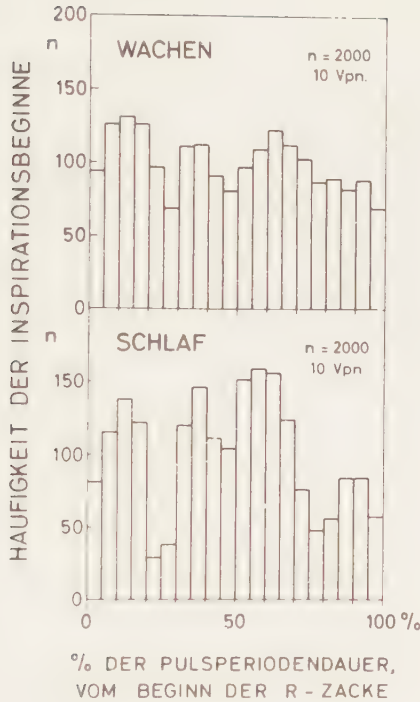


Abb. 20

Durchschnittliches Verteilungsmuster der Inspirationsbeginne innerhalb der Pulsperiode bei 10 Versuchspersonen im Wachen und Schlafen. Nähere Erläuterungen s. im Text S. 42.

Zum formalen Vergleich sind abschließend in Abb. 20 mittlere Verteilungsmuster der Inspirationsbeginne von allen 10 Versuchspersonen während des Wachens und Schlafens gegenübergestellt. Für die Wachwerte wurden die Untersuchungen vor dem Einschlafen und nach dem Aufwachen zusammengefaßt, den Schlafwerten wurden von jeder Versuchsperson diejenigen beiden Messungen zugrundegelegt, bei denen die höchsten Koppelungsgrade ermittelt waren. Die Darstellung läßt erkennen, wie im Durchschnitt die leichte Betonung des 1. Koinzidenzgipfels im Wachen während des Schlafes in eine besondere Betonung des 3. Gipfels übergegangen ist. Dieses Verteilungsmuster im Schlaf kam auch bereits in dem unterschiedlichen Niveau der Schlafwerte in Abb. 19 zum Ausdruck.

IV. Diskussion

1. Zur Methodik

a) Registriertechnik

Die Untersuchung der Phasenbeziehungen rhythmischer Funktionen setzt voraus, daß bei den beteiligten Rhythmen bestimmte Phasenbezugspunkte reproduzierbar erfaßt werden können. Der Herzrhythmus bietet in dieser Hinsicht keine Schwierigkeiten, weil im Elektrokardiogramm ein praktisch verzögerungsfreier und wohldefinierter Indikator der Herzaktion zur Verfügung steht. Bisher haben alle Untersucher Beginn oder Gipfel der R-Zacke als am besten abgrenzbare Bezugspunkte gewählt. Wir selbst verwendeten in Übereinstimmung mit BUCHER u. BÄTTIG (1956, 1960 a u. b, 1961), BUCHER (1963), HILDEBRANDT u. DAUMANN (1965) und HINDERLING u. BUCHER (1966) sowie STUTTE (1967) den R-Zackenbeginn.

Beim Atemrhythmus kommen als Bezugspunkte praktisch nur Inspirationsbeginn und Expirationsbeginn in Betracht. Die herkömmlichen Methoden zur fortlaufenden Atmungsregistrierung markieren diese Phasenpunkte allerdings mit sehr unterschiedlicher Genauigkeit. Während geschlossene Systeme (Spirographie etc.) wegen der damit verbundenen Störungen des spontanen Atemablaufs (vgl. HILDEBRANDT 1960; STUTTE 1967) ohnehin ausscheiden, haben unsere gemeinsam mit STUTTE (1967) durchgeführten Vergleichsuntersuchungen erneut bestätigt, daß die thorakographische Atemschreibung mittels Rumpfmanschetten (GUKELBERGER 1944; HILDEBRANDT u. HILDEBRANDT-EVERS 1953; SPANGENBERG 1955; A. u. G. HILDEBRANDT 1958; u.a.) recht große und vor allem auch nicht kalkulierbare Fehlermöglichkeiten bietet (vgl. Abb. 5, S. 18). Die von STUTTE (1967) verwendete Mikro-Pneumotachographie im Naseneingang, die sich hinsichtlich der Phasenmarkierung als wesentlich genauer gegenüber der Rumpfmanschette erwies, konnte für unsere

Untersuchungen gleichfalls nicht verwendet werden, weil die Versuchspersonen mit einer solchen Anordnung nicht unbehindert schlafen können.

Die deshalb von uns benutzte thermoelektrische Registrierung des in- bzw. expiratorischen Temperaturumschlages im Naseneingang ist im Prinzip mehrfach in der Literatur beschrieben und angewandt worden (VAN DER VALK 1950; GOLENHOFEN u. HILDEBRANDT 1958; ADOLPH u. FROMMER 1965; u.a.). Bei der eigenen Entwicklung eines thermoelektrischen Nasenfühlers waren insbesondere die Forderung nach möglichst geringer Behinderung der Versuchsperson, auch im Schlaf, sowie die exakte Darstellung von In- und Expirationsbeginn zu berücksichtigen. Ersteres konnte durch möglichst kleine Abmessungen und ein minimales Gewicht des Fühlers sowie durch den Verzicht auf verstellbare Anpassungsvorrichtungen an die individuelle Nasenform erreicht werden. Dadurch war es allerdings notwendig, ein Sortiment von Fühlern verschiedener Abmessungen zur Verfügung zu haben. Neuere Modelle mit verstellbaren Nasenfortsätzen (Elementträgern) und nur geringem Mehrgewicht haben jedoch keine wesentliche Mehrbehinderung der Versuchspersonen ergeben.

Die Abbildungsqualität des In- bzw. Expirationsbeginns durch den Temperaturumschlag im Naseneingang hängt technisch in erster Linie mit von der Masse des eigentlichen Thermofühlers ab. Da Thermoelemente aus extrem dünnen Drähten mechanisch sehr anfällig sind, mußte ein tragbarer Kompromiß geschlossen werden (Drahtstärke 0,10 mm), wobei das Hauptaugenmerk auf die Massearmut der Lötstellen selbst gelegt wurde. Für die Ausrüstung des Fühlers mit einer 8-fachen Thermoskule war natürlich die zur Registrierung notwendige Spannungsdifferenz maßgebend. Die weitere Frage, wie weit die Thermolötstellen in den Naseneingang hineinragen müssen, war in orientierenden Voruntersuchungen so entschieden worden, daß zwischen 5 und 8 mm Tiefe optimale

Amplituden erzielt werden. Auf die physiologisch begründete Notwendigkeit einer synchron beidseitigen Ableitung von beiden Nasenlöchern wurde bereits hingewiesen (vgl. S. 9).

Eine extrem empfindliche Darstellung des Temperaturumschlages im Naseneingang beim Inspirations- und Expirationsbeginn führt zugleich dazu, daß auch die sog. "kardiopneumatischen Bewegungen" (LANDOIS 1876), von HOLZLÖHNER (1936, 1937) als "Atempulse" bezeichnet, die bei geöffneter Epiglottis praeinspiratorisch die Atemkurve deformieren können, besser gegen den wirklichen Inspirationsbeginn und gegen rudimentäre Inspirationen (vgl. dazu auch STUTTE 1967) abgegrenzt und daher sicherer eliminiert werden können. Daß diese kardiopneumatischen Impulse nicht dem aktiven Atmungsvorgang angehören, sondern ein druckpassives, vom Herzschlag bzw. seinen mechanischen Auswirkungen im intrathorakalen Gefäßsystem hervorgerufenen Phänomen darstellen, konnte dadurch belegt werden, daß sie auch während Intubationsnarkose am vollcurarisierten Patienten unvermindert vorhanden waren ¹⁾. In jüngster Zeit ist von JOSEPHANS (1967) darauf hingewiesen worden, daß die "cardiogenic air pulses", die er in seinen ballistokardiographischen Untersuchungen als Indikator einer offenstehenden Epiglottis benutzte, ein spiegelbildliches Ballistokardiogramm darstellen. Wir haben in jedem Falle die kardiopneumatischen Wellen bei der Auswertung eliminiert und den wirklichen Inspirationsbeginn als Bezugspunkt verwendet. Auf die Frage, inwiefern die kardiopneumatischen Druckimpulse am Synchronisationsmechanismus selbst beteiligt sein können, soll hier nicht im einzelnen eingegangen werden (vgl. dazu STUTTE 1967).

Auch wenn jegliche direkte Atembehinderung vermieden wird, kann allein schon der Umstand, daß die Versuchsperson sich der Registrierung ihrer Atmung bewußt ist, zu einer Störung des spontanen Atemrhythmus führen. Nach Erfahrungen von

1) Untersuchungen mit Prof.Dr.med. H. OEHMIG, Direktor des Anaesthesie-Zentrums der Chirurgischen Universitätsklinik Marburg/Lahn.

MEAD u. AGOSTONI (1964) sowie RANKING u. DEMPSEY (1967) wird die Atmung dadurch in der Regel langsamer und tiefer als bei völlig unbewußter Spontanatmung (vgl. auch HILDEBRANDT 1953, 1960). Während unsere Ergebnisse während des Schlafes von diesem Störungsfaktor nicht betroffen sein können, wird dieser bei der Gegenüberstellung von Schlaf- und Wachuntersuchungen kritisch berücksichtigt werden müssen. Im übrigen bietet die von uns angewendete Methode der thermoelektrischen Registrierung der Nasenatmung auch in dieser Hinsicht den Vorteil, daß unbefangene Versuchspersonen beim Anlegen des Nasenfühlers mit der suggestiven Bemerkung, man kontrolliere die Nasentemperatur, sehr wirkungsvoll von der Atmung abgelenkt werden können. Es können daher auch unsere im Wachzustand gewonnenen Ergebnisse in dieser Beziehung weitgehend als unverfälscht gelten.

Schließlich ist bei der Diskussion methodischer Fehlermöglichkeiten zu erwägen, inwieweit akustisch vermittelte Koppelungseffekte das Ergebnis beeinflussen konnten. Nach Erfahrungen von ENGEL (unveröff.) ist damit zu rechnen, daß pulssynchrone akustische Signale koppelnde Wirkungen auf den Atemrhythmus haben und so das Verteilungsmuster der Inspirationsbeginne beeinflussen können. Bei dem von uns benutzten direktschreibenden Registriergerät verursachte jede R-Zacke des Elektrokardiogramms ein deutlich hörbares kratzendes Geräusch, so daß in den ersten 5 Versuchen, bei denen das Gerät im Untersuchungsraum selbst aufgestellt war, pulssynchrone akustische Signale vorhanden waren. Wir haben zur Kontrolle die durchschnittlichen Verteilungsmuster dieser ersten 5 Versuche mit denen der weiteren 5 Klimakammerversuche, bei denen dieser Störfaktor ausgeschlossen war, verglichen. Dabei ergaben sich aber weder im Wachen noch während des Schlafes sichere Unterschiede. Darüber hinaus wurden auch alle weiteren Ergebnisse für die 5 Klimakammeruntersuchungen getrennt dargestellt und verglichen, ohne daß prinzipielle Unterschiede auftraten.

b) Zur quantitativen Beurteilung von Koppelungsgrad und Verteilungsmuster

Sowohl für die Bestimmung des Koppelungsgrades χ^2 als auch für eine vergleichende Beurteilung des Verteilungsmusters der Inspirationsbeginne ist eine Konstanz der Klassenzahl und damit auch der Erwartungshäufigkeit in den einzelnen Klassen der Inspirationsverteilungen notwendige Voraussetzung. Wegen der Variabilität der Pulsperioden müssen daher die absoluten Abstandswerte des Inspirationsbeginns von der vorangehenden R-Zacke in Prozent der Pulsperiodendauer angegeben werden. Dadurch müssen jedoch gewisse Unsicherheiten in Kauf genommen werden. Infolge der Variabilität der Pulsperiodendauer können nämlich auch Inspirationsbeginne, die gleichen absoluten Zeitabstand von der R-Zacke haben, in verschiedene Prozent-Klassen der Pulsperiode fallen. Wie STUTTE (1967) ausführlich dargestellt hat, wird dieser Fehler, der zu einer Verbreiterung der Koinzidenzgifel und damit zugleich auch zu einer Abschwächung des Koppelungsgrades χ^2 führen muß, mit steigendem Abstand von der R-Zacke größer. Im Hinblick auf unsere Befunde ist daher der Hinweis wichtig, daß die nächtliche Zunahme des Koppelungsgrades im wesentlichen auf einer stärkeren Besetzung des spät liegenden 3. Koinzidenzgifels beruht (vgl. S. 40).

2. Zu den methodischen Ergebnissen

Die Phasenbeziehungen des Atemrhythmus zum Pulsrhythmus und auch zu anderen Rhythmen sind beim Menschen bisher vorwiegend in Bezug auf den Inspirationsbeginn untersucht worden, obwohl eine Begründung für diese Einschränkung nicht vorlag (GOLENHOFEN u. HILDEBRANDT 1958; HILDEBRANDT u. DAUMANN 1965; STUTTE u. HILDEBRANDT 1966; STUTTE 1967). Von HILDEBRANDT (1963) sowie von HINDERLING u. BUCHER (1966) sind allerdings auch deutliche Koppelungseffekte für den Expirationsbeginn dargestellt worden.

BUCHER u. BÄTTIG (1961) haben bei der pulssynchronen Atmung des Kaninchens systematische Vergleiche durchgeführt und gefunden, daß die Koppelungsgrade ("Synchronisationstendenzen") von Inspirationsbeginn und Expirationsbeginn gleich groß sind. Während die Befunde von HILDEBRANDT (1963) und HINDERLING u. BUCHER (1966) nach unseren Ergebnissen dadurch erklärt werden können, daß die Atemperiodenvariabilität unter den geprüften Versuchsbedingungen sehr gering war, lassen sich die Ergebnisse von BUCHER u. BÄTTIG (1961) mit den unseren nicht in Einklang bringen, denn in diesen Versuchen wurde, um automatische Koppelungseffekte auszuschließen, die Dauer der Inspirationen und Expirationen unabhängig voneinander und in ständig wechselndem Maße durch zufällig eingestreute, kurzdauernde Trachealverschlüsse variiert. Da die Inspirations- und Expirationsbeginne beim narkotisierten Kaninchen zunächst regellos über die Pulsperiode verteilt sind und Koppelungserscheinungen des Inspirations- und Expirationsbeginns erst durch sehr eingreifende zusätzliche Manipulationen (variierbarer Pneumothorax, Morphinvergiftung etc.) erzeugt werden müssen, dürften diese unter doch recht unphysiologischen Bedingungen gewonnenen Ergebnisse mit unseren Befunden nicht direkt vergleichbar sein.

Die von uns am wachen und schlafenden Menschen durchgeführten Vergleichsuntersuchungen lassen jedenfalls keinen Zweifel daran, daß nur der Inspirationsbeginn mit dem Herzrhythmus gekoppelt wird. Die Achse der in Abb. 9 (S.24) dargestellten Korrelation zwischen der Variabilität der Inspirationsdauer und der Differenz zwischen inspiratorischem und expiratorischem Koppelungsgrad verläuft hinreichend genau durch den Nullpunkt des Koordinatensystems, um die Annahme zu rechtfertigen, daß die Koppelungserscheinungen des Expirationsbeginns beim Menschen ausschließlich automatischer Natur sind.

Nachdem es als erwiesen gelten kann, daß die Phasenkoppelung zwischen Puls- und Atemrhythmus auf zentralnervösen

Mechanismen beruht (vgl. BUCHER 1944; HILDEBRANDT u. DAUMANN 1965; STUTTE 1967), muß allerdings einschränkend darauf hingewiesen werden, daß als koagierende Phase des Atemrhythmus letzten Endes nur der zentrale Inspirationsbeginn anzusehen ist. Wie unsere Vergleichsuntersuchungen gezeigt haben, ist der Zeitpunkt des peripheren Inspirationsbeginns in hohem Maße von der Methode der Atemregistrierung abhängig. Die in Abb. 6 (S. 19) zusammengestellten Ergebnisse zeigen aber, daß der thermoelektrisch erfaßte inspiratorische Temperaturumschlag im Naseneingang in der Regel früher als die korrespondierenden Phasenpunkte in anderen Ableitungen liegt. Er dürfte daher auch in einer engeren und damit zugleich auch zeitlich stabileren Beziehung zu dem zentralen Inspirationsbeginn, d.h. zur koagierenden Phase des zentralen Atemrhythmus stehen (vgl. auch STUTTE 1967).

3. Zu den Ergebnissen im Schlaf

Eine Intensivierung der Phasenkoppelung zwischen Puls- und Atemrhythmus im Schlaf ist erstmals von HILDEBRANDT (1963) durch vergleichende Untersuchungen im Stehen, Liegen und nach Einschlafen aufgezeigt worden. Da aber zur Beurteilung der Phasenbeziehungen bei diesen Versuchen vom Expirationsbeginn ausgegangen und die Variabilität der Inspirationsdauer nicht geprüft wurde, können diese Ergebnisse nicht mehr als beweiskräftig angesehen werden, nachdem unsere eigenen Untersuchungen für den Menschen gezeigt haben, daß der Expirationsbeginn an der Phasenkoppelung nicht direkt beteiligt wird.

Es kommt daher dem von uns geführten Nachweis, daß auch für den Inspirationsbeginn die Phasenkoppelung mit dem Herzrhythmus im Schlafe zunimmt, mehr als eine nur bestätigende Bedeutung zu.

Das gefundene Verhalten im Nachtschlaf steht also prinzipiell im Einklang mit der von HILDEBRANDT u. DAUMANN

(1965) abgeleiteten Vorstellung, derzufolge "eine Intensivierung der rhythmischen Ordnung" den trophotropen Tendenzen der Ruhe, Erholung und Ökonomie zugeordnet ist, während die Inanspruchnahme spezifischer Funktionsleistungen (Ergotropie) zu ihrer Durchbrechung und Aufhebung führt". Dem entspricht ebenfalls, daß die nächtliche Zunahme des Koppelungsgrades auch mit einer Normalisierung des Puls-Atem-Frequenzverhältnisses ¹⁾ einhergeht, wie sie bereits bekannt ist (HILDEBRANDT 1953, 1960, 1967).

Steigerungen des Koppelungsgrades zwischen Puls- und Atemrhythmus müssen nicht unbedingt auf einer Verstärkung der koppelnden Kräfte beruhen. Wie STUTTE (1967) belegen konnte, ist der Koppelungsmechanismus so beschaffen, daß allein schon Frequenzänderungen der beteiligten Rhythmen zu Änderungen des Koppelungsgrades führen. Dabei ließ sich insbesondere eine positive Korrelation zwischen Pulsfrequenz und Koppelungsgrad nachweisen, während die theoretisch erwartete negative Abhängigkeit des Koppelungsgrades von der Atemfrequenz wenig ausgeprägt war. Der im Nachtschlaf auftretende Rückgang der Pulsfrequenz müßte demnach eine Abnahme des Koppelungsgrades zur Folge haben, zumal da bei unseren Versuchspersonen die auftretenden Atemfrequenzänderungen im Mittel nur minimal waren. Die

1) Bemerkenswert erscheint im Hinblick auf das normale Puls-Atem-Frequenzverhältnis von 4 : 1, daß bei der Ausbildung der musikalischen Notenschrift zunächst nur zwei "unverrückbare" Notenwerte, die Brevis (kurze Zeitdauer) und die Longa (lange Zeitdauer), unterschieden wurden (BINDEL 1953). Für das Tempo der Brevis hatte man einen Wert, den "integer valor notarum", der zugleich der "integer valor sanguinis humani" war. Die viermal so lange Longa entsprach dem "integer valor spiritus humani", dem unverrückbaren Wert des menschlichen Atemzuges, und stellte das Ganze der musikalischen Zeiteinheit dar (BINDEL 1965). Wenn der Strom der Musik diesen Werten folgte, empfanden die Menschen es als das später sogenannte "Tempo giusto", das "rechte Zeitmaß". Auf diese ursprüngliche Gliederung des (Atem-) Taktes in (Puls-) "Viertel" gründen sich alle unsere Taktarten.

tatsächlich beobachtete Zunahme des Koppelungsgrades kann daher um so mehr als Ausdruck einer Intensivierung der rhythmischen Ordnung gewertet werden. Dementsprechend besteht in unserem Material im Gegensatz zu STUTTE (1967) auch keine positive, sondern eine negative Korrelation zwischen Koppelungsgrad und Puls-Atem-Quotient (vgl. S. 36). Obwohl wegen der Periodenvariabilität der beiden beteiligten Rhythmen keine strengen Beziehungen zwischen ganzzahligen Frequenzabstimmungen und maximalen Koppelungsgraden zu erwarten sind, haben unsere Befunde darüber hinaus Hinweise dafür erbracht, daß die nächtliche Einstellung eines normalen ganzzahligen Frequenzverhältnisses von Puls und Atmung an eine Steigerung der Phasenabstimmung geknüpft ist (vgl. HILDEBRANDT u. DAUMANN 1965; HILDEBRANDT 1967).

Wie unsere Befunde zeigen, erfolgt die Zunahme der Phasenkoppelung zwischen Puls und Atmung im Schlaf nicht nach Art eines sprunghaften Ein-Aus-Vorganges. Vielmehr steigt der Koppelungsgrad bei der Mehrzahl der Versuchspersonen im Laufe der ersten Schlafstunden mehr oder weniger steil an (vgl. Abb. 11 u. 12, S. 27, 28) und erreicht das Maximum in 70% der Fälle erst in der zweiten Hälfte der Schlafzeit (vgl. Abb. 13, S. 29). Damit besteht eine prinzipielle Gegensinnigkeit zum Verlauf der Schlaftiefe, die bekanntlich schon kurz nach dem Einschlafen das absolute Maximum erreicht und im weiteren Verlauf in charakteristischer zeitlicher Gliederung abnimmt.

Alle 7 von uns elektroencephalographisch kontrollierten Versuchspersonen zeigten den typischen Schlaf Tiefenverlauf mit periodisch in Abständen von etwa 90 bis 120 min wiederkehrenden Schlaf tiefengipfeln, deren Amplitude mit fortschreitender Schlafdauer mehr oder weniger schnell abnahm. Die absoluten Schlaf tiefenmaxima fielen zu über 90% in die erste Hälfte der Schlafzeit (vgl. Abb. 13, S. 29). Dieses Schlafverhalten stimmt gut überein mit den Befunden der Literatur (ROSEMAN 1935; KLEITMANN 1939, 1961, 1965;

HELLPACH 1950; HOCKE 1960; GLEES 1962; SCHNEIDER 1964; JOVANOVIĆ 1965; OTHMER 1965; KUGLER 1966; LEGEWIE 1966) und spricht dafür, daß der Schlafverlauf durch unsere Untersuchungsanordnung nicht wesentlich gestört wurde.

Trotz der im großen und ganzen gegensinnigen Verlaufstendenz von mittlerem Koppelungsgrad und Schlaftiefe ließen sich im Einzelfall keine sicheren Korrelationen zwischen den beiden Meßgrößen errechnen, wenn die gesamte Schlafzeit zugrunde gelegt wurde. Besonders kennzeichnend für die Beziehungen zwischen Schlaftiefe und Phasenkoppelung war aber die Tatsache, daß in keinem der 7 Fälle, bei denen beide Größen kontrolliert wurden, der Koppelungsgrad während des ersten Schlaftiefenmaximums über das Niveau vor dem Einschlafen erhöht wurde. Der im Gesamtmittel schnellere Anstieg des Koppelungsgrades in Abb. 11, S. 27 wird durch die restlichen drei Fälle verursacht, bei denen keine Informationen über den Schlaftiefenverlauf vorliegen.

Man könnte demnach unsere Befunde einerseits so deuten, daß die Intensivierung der rhythmischen Koordination im Nachtschlaf erst nach Durchlaufen einer Phase des Tiefschlafes, d.h. nach einem gewissen Abbau störender Ermüdungsprodukte (vgl. KORNMÜLLER u. Mitarb. 1961; MONNIER u. HÖSLI 1965), eintreten kann. Diese Annahme ließe sich auch mit unserem weiteren Ergebnis, daß Schlafdauer und erreichter Koppelungsgrad in negativer Korrelation zueinander stehen, in Einklang bringen.

Andererseits muß aber auch erwogen werden, ob das unterschiedliche Verhalten von Schlaftiefe und Koppelungsgrad nicht auch darauf beruhen kann, daß der Koppelungsgrad einen relativ strengen tagesrhythmischen und damit ortszeitgebundenen Gang aufweist, während dagegen der Schlaftiefenverlauf im wesentlichen vom individuellen Einschlaftermin abhängig ist.

ENGEL (unveröff.) hat neuerdings in unserem Institut den Tagesgang des Koppelungsgrades zwischen Puls- und Atemrhythmus mit automatischer Koinzidenzmessung bei Gesunden verfolgt und einen klaren tagesrhythmischen Gang mit einem nächtlichen Maximum gegen 2 Uhr gefunden. Auch die nächtliche Normalisierung des Puls-Atem-Quotienten scheint nach den Befunden von HILDEBRANDT (1900, 1967) in diesem Zeitraum am stärksten zu sein. Leider scheiterte der Versuch, unsere eigenen Ergebnisse nicht nur in der bisher verwendeten Form über dem Einschlaf- bzw. Aufwachtermin zu synchronisieren, sondern auch uhrzeitsynchron vergleichend zusammenzufassen, weil infolge der sehr unterschiedlichen Schlafgewohnheiten unserer Versuchspersonen das vollzählige Kollektiv nur während 3 Stunden verfügbar war. So muß die endgültige Beantwortung der Frage nach der Beziehung von Koppelungsgrad und Schlaf-tiefe umfangreicheren Untersuchungen vorbehalten bleiben, zumal neuere Erkenntnisse über die Schlafstadien und insbesondere über den mit raschen Augenbewegungen (REM-Phase) einhergehenden sogenannten paradoxalen Schlaf eine weitere Differenzierung des Schlafes erforderlich machen (ASERINSKY u. KLEITMANN 1955; DEMENT u. KLEITMANN 1957a, b; JOUVET 1960, 1965; JUNG 1963; KLEITMANN 1965; KUGLER 1966; Legewie 1966).

Die Intensivierung der Phasenkoppelung zwischen Puls und Atmung bleibt auch während des Nachtschlafes noch im Bereich der sogenannten relativen Koordination (v. HOLST 1939), d.h. einer statistischen Bevorzugung bestimmter Phasenbeziehungen. Lediglich in einem Falle (vgl. Abb. 14, S. 31 und Abb. 4 unten, S. 12) näherte sich der Befund einer absoluten Koordination. Vergleicht man die von uns gefundenen Absolutwerte des Koppelungsgrades χ^2 mit den von STUTTE bei Gesunden im Stehen und Liegen gefundenen Werten, so ist festzustellen, daß unsere Werte auch im Schlaf nur in Einzelfällen höher liegen als bei den Versuchspersonen von STUTTE, bei denen die beobachteten

Maximalwerte im Liegen in 6 Fällen über $100 \chi^2$ lagen, während unsere im Schlaf beobachteten Maximalwerte im Mittel nur $80,1 \chi^2$ betragen. Wir meinen, daß die von STUTTE gefundenen Werte insofern besonders hoch liegen (im Mittel $56,1 \chi^2$), als ein beträchtlicher Teil seiner Personengruppe hochtrainierte Sportler darstellten, bei denen nach STUTTES Befunden als Zeichen der auf Trophotropie und Ökonomie ausgerichteten vegetativen Situation die höchsten Koppelungsgrade bestehen.

Die mit der Zunahme des Koppelungsgrades im Nachtschlaf eintretenden Veränderungen im Verteilungsmuster der Inspirationsbeginne entsprechen gut den Befunden von STUTTE (1967), der gleichfalls mit steigendem Koppelungsgrad eine signifikant stärkere Ausprägung des 3. Koinzidenzgipfels feststellte. Diese besondere Bedeutung des 3. Gipfels für die Intensivierung der Phasenkoppelung gilt demnach nicht nur interindividuell, sondern auch im individuellen Längsschnitt.

Nach den bisherigen Untersuchungen ist weitgehend geklärt, daß bei der Koppelung zwischen Puls- und Atemrhythmus der Pulsrhythmus der führende ist (vgl. HILDEBRANDT u. DAUMANN 1965; STUTTE 1967). Die Koppelung kommt nach einer von BUCHER (1944) entwickelten Modellvorstellung durch kurzfristig fördernde Einflüsse herzsynchroner kardiovaskulärer Afferenzen auf die Inspirationsbereitschaft im Atemzentrum zustande, wobei die schwellennahen aktivierenden Effekte die während der Expiration allmählich zunehmende Inspirationsbereitschaft vorzeitig über die Schwelle heben, so daß herzsynchrone Inspirationen ausgelöst werden. Da bisher noch keine sicheren Beweise dafür gewonnen worden sind, welche Afferenzen des führenden Herzrhythmus die einzelnen Koinzidenzgipfel hervorrufen, können aus den von uns gefundenen Veränderungen des Verteilungsmusters im Nachtschlaf keine Hinweise für den Mechanismus der Koppelungszunahme abgeleitet werden.

Wenn man die von BUCHER (1944) entwickelte und auch von HILDEBRANDT u. DAUMANN (1965) sowie von STUTTE (1967) in verschiedener Hinsicht bestätigte Vorstellung über den zentralen Koppelungsmechanismus zugrunde legt, könnten für die Steigerung der Phasenkoppelung während des Schlafes verschiedene Ursachen in Betracht kommen.

Die Atmung ist bekanntlich einer Fülle von Einflüssen ausgesetzt. Neben der Kontrolle durch übergeordnete Hirnzentren bei willkürlicher motorischer Tätigkeit oder während des Ablaufs sensorischer und psycho-assoziativer Vorgänge unterliegt sie auch der reflektorischen Beeinflussung über die Haut (MONNIER 1963a). Somit wäre es denkbar, daß es im Schlaf im Rahmen der allgemeinen Funktionsruhe des animalen Systems (HESS 1948) zu einer Verminderung kollateraler Afferenzen in der Formatio reticularis kommt, die mit den koppelnden kardiovaskulären Afferenzen konkurrieren könnten und ebenso wie diese in der Lage wären, die Inspirationsbereitschaft über die Schwelle zu heben und dadurch die Inspiration auszulösen (vgl. STUTTE 1967).

Weiterhin könnten schlafbedingte Funktionsumstellungen im Reticularissystem selbst, wie z.B. die herabgesetzte Empfindlichkeit des Atemzentrums gegenüber CO_2 (MONNIER 1963b) oder Veränderungen im Gesamttonus des Atemzentrum stärker unter den Einfluß herzsynchroner Irradiationseffekte stellen, die von den in unmittelbarer anatomischer Nachbarschaft gelegenen Kreislaufzentren ausgehen. HELLNER u. v. BAUMGARTEN (1961) und auch neuerdings KOEPCHEN u. Mitarb. (1967) ist es im Tierexperiment gelungen, herzsynchrone Aktivitäten des zweiten Neurons umgeschalteter vagaler Afferenzen im Tractus solitarius abzuleiten. Die enge anatomische Verflechtung mit den in der Formatio reticularis ventralis lokalisierten Inspirationszentren (MONNIER 1963a) bietet also für eine solche Irradiation denkbar günstige Voraussetzungen.

Diese Überlegungen könnten allerdings auch dazu führen, die Zunahme der Puls-Atem-Koppelung im Schlaf nicht als ein Merkmal synerger Koordination (HESS 1948), sondern lediglich als Ausdruck ungenügender Trennschärfe zwischen den atmungs- und kreislaufregulierenden Zentren zu betrachten (vgl. HESS 1948). Dem kann entgegen gehalten werden, daß nach v. HOLST (1937) beim Zustandekommen der Koordination "die Anordnung der Zellen und Faserverbindungen eine große, nicht aber die allein ausschlaggebende Rolle" spielt, "denn dann könnte das jeweilige Ordnungsverhalten wohl nicht so ungeheuer variabel sein." Die Zunahme der Puls-Atem-Koppelung im Schlaf könnte demnach auch auf einer Verstärkung der intrazentralen sogenannten "Magneteffekte" (v. HOLST 1937) beruhen, wenn man diese überhaupt von den oben genannten Mechanismen abtrennen will. "Dem Wesen dieser im Zentrum wirkenden Kräfte entspricht es, daß die Koordination nicht starr, maschinenmäßig abläuft, sondern daß sie wandelbar, gleitend, plastisch ist."

In diesem Falle wären allerdings Wechselwirkungen zwischen beiden beteiligten Rhythmen zu erwarten, was der bisherigen Konzeption, den Pulsrhythmus als den allein führenden zu betrachten, widerspricht. Zu einer sicheren Unterscheidung aller hier in Betracht kommenden Vorgänge sind noch eingehende Untersuchungen erforderlich.

Zur Frage nach der physiologischen Bedeutung einer gesteigerten Phasenkoppelung zwischen Puls- und Atemrhythmus im Nachtschlaf kann einerseits von unserem Befund ausgegangen werden, daß Schlafdauer und nächtlicher Koppelungsgrad in umgekehrtem Verhältnis zueinander stehen. Dies weist darauf hin, daß die Intensivierung der Phasenkoppelung für den Erholungseffekt des Schlafes bedeutsam sein muß. Andererseits steht auch der im großen und ganzen reziproke Verlauf von Schlaftiefe und Koppelungsgrad in Einklang mit einer solchen Auffassung. Das Maximum der

Koppelung tritt in der Regel erst dann ein, wenn die exponentiell abklingenden Erholungsprozesse (vgl. HILDEBRANDT 1966) weitgehend abgeschlossen sind.

Gerade dieses Verhalten könnte darauf hindeuten, daß es sich um aktive Vorgänge handeln muß, die erst allmählich zu einer Koordination von Puls- und Atemrhythmus führen. Dies widerspricht auch dem bereits angedeuteten Einwand, die Koppelung von Puls- und Atemrhythmus möglicherweise nicht als Ausdruck regulierender und ordnender Zusammenhänge, sondern als bloß passiven Überstrahlungseffekt bei ungenügend scharf getrennten zentralen Nachbarn aufzufassen, was die Puls-Atem-Koppelung zu einem Ungenügen in der differenzierenden Entwicklung degradieren würde (vgl. dazu HESS 1948).

In seinem Konzept einer rhythmischen Funktionsordnung des Menschen hat HILDEBRANDT (1961, 1963) zwei polare Anteile der Regulation einander gegenübergestellt: "Der eine tendiert auf Leistung und paßt die Funktionen dem jeweiligen speziellen Bedarf an. Der andere Anteil dagegen tendiert auf Ordnung, Ökonomie und Bestand; er beruht auf der rhythmischen Koordination und bindet die Funktionen aus dem Gesamtzusammenhang heraus an Normen und Sollwerte... Das Gleichgewicht beider Anteile ist natürlich kein starres. Spezifische Leistungen erfordern ein Zurücktreten der rhythmisch koordinierenden Kräfte; andererseits dürfen wir in allen trophotropen Situationen und Phasen des Lebens ein Überwiegen der rhythmischen Ordnung, eine Intensivierung der Koppelungswirkungen erwarten, also in der Ruhe, im Schlaf, beim Trainierten oder im Laufe der Erholung." (HILDEBRANDT 1963).

Die unter diesen Gesichtspunkten zu erwartenden ökonomischen Wirkungen der gesteigerten rhythmischen Ordnung kommen in unseren Versuchen auch darin zum Ausdruck, daß die Kreislaufbeanspruchung, gemessen an der Pulsfrequenz, keinerlei Abhängigkeit vom Schlaftiefenverlauf erkennen läßt,

sondern im wesentlichen gegensinnig zum Koppelungsgrad verläuft und erst dann das nächtliche Minimum erreicht, wenn die Koppelung am intensivsten geworden ist.

Bei der Untersuchung lokomotorischer Rhythmen ist bereits v. HOLST (1939) zu der Ansicht gekommen, daß der zentralnervösen Koordination rhythmischer Funktionen ein eigenständiges "ordnendes Prinzip" zugrunde liegt, welches auf "spontanen inneren Ordnungskräften" beruht. Unsere Befunde unterstreichen erneut, daß die quantitative Messung der Phasenkoppelung auch bei den vegetativen Rhythmen einen Zugang zu diesem Ordnungsprinzip ermöglicht. Die Bedeutung der Puls-Atem-Koppelung als ein Indikator dürfte sich hierbei nicht nur auf die Beurteilung des Erholungs- bzw. Ordnungswertes des Nachtschlafes beschränken.

Inwiefern sich die Puls-Atem-Koppelung als Indikator für den Erholungs- und Ordnungswert des Schlafes praktisch eignen wird, muß durch weitere Untersuchungen geprüft werden. Die prinzipielle Wichtigkeit eines solchen Ansatzes ergibt sich jedenfalls schon aus der von GOLENHOFEN (1960) geäußerten Ansicht, daß "Gesundheit ... nicht nur eine Frage der Leistungsfähigkeit, sondern auch eine Frage der Ordnungsfähigkeit in Ruhe" ist.

V. Zusammenfassung

Bei 10 gesunden Versuchspersonen wurden die Phasenbeziehungen von Puls- und Atemrhythmus während des Nachtschlafes über je 100 Atemzüge in Abständen von 30 bzw. 60 min untersucht. Bei 7 Versuchen wurde zugleich die Schlaf-tiefe im Elektroencephalogramm kontrolliert.

Zur Beurteilung der Phasenbeziehungen wurde der Zeitabstand des Inspirations- bzw. Expirationsbeginns vom Beginn der vorhergehenden R-Zacke im Elektrokardiogramm ausgemessen. Als Maß für den Koppelungsgrad wurde der χ^2 -Wert der Häufigkeitsverteilung von je 100 Inspirations- bzw. Expirationsbeginnen innerhalb der Pulsperiode, die in 20 Klassen von je 5% der Pulsperiodendauer unterteilt war, bestimmt.

Nachdem der Vergleich verschiedener Methoden ergab, daß In-spirations- und Expirationsbeginn am frühesten und schärf-sten durch thermoelektrische Messungen im Naseneingang dar-gestellt werden, wurde zur Atmungsregistrierung ein doppel-seitiger Thermo-Nasenfühler entwickelt, der eingehend be-schrieben wird.

In Voruntersuchungen wird gezeigt, daß beim Menschen nur der Inspirationsbeginn mit dem Pulsrhythmus gekoppelt wird, während die Verteilung der Expirationsbeginne um so eher eine (automatische) Koppelung vortäuscht, je geringer die Variabilität der Inspirationsdauer ist.

Während des Nachtschlafes steigt der Puls-Atem-Koppelungs-grad signifikant an. Die Maximalwerte werden überwiegend erst in der zweiten Hälfte der Schlafzeit erreicht. Obwohl die Schlaf-tiefe ihr Maximum bereits kurz nach dem Ein-schlafen durchläuft und sich weiterhin durchschnittlich etwa gegensinnig zum Koppelungsgrad verhält, sind intra-individuell keine signifikanten negativen Korrelationen nachweisbar.

Zwischen dem mittleren Koppelungsgrad und der individuellen

Schlafdauer besteht eine statistisch sichere gegensinnige Beziehung.

Die während des Nachtschlafes eintretende Normalisierung des Puls-Atem-Frequenzverhältnisses auf seine ganzzahlige Norm 4:1 steht in engerer Beziehung zur Intensivierung der Phasenkoppelung.

Die Pulsfrequenz zeigt zur Zeit des Schlaftiefenmaximums noch keinen Abfall, sie erreicht ihr Minimum erst in der zweiten Hälfte der Schlafzeit, und zwar im Bereich des Koppelungsmaximums.

Das Verteilungsmuster der Inspirationsbeginne innerhalb der Pulsperiode läßt auch im Schlaf meist 3 diskrete Koinzidenz-gipfel erkennen. Die Zunahme des Koppelungsgrades beruht im Durchschnitt überwiegend auf einer stärkeren Besetzung des dritten Koinzidenzgipfels (K_3).

Die Zunahme der Puls-Atem-Phasenkoppelung im Laufe des Nachtschlafes wird als Ausdruck einer Intensivierung der rhythmischen Funktionsordnung unter trophotropen Bedingungen gewertet, die eine Voraussetzung für den Erholungserfolg des Schlafes zu sein scheint.

VI. Literaturverzeichnis

- ADOLPH, R.J., u. C. FROMMER: A Transducer for Recording the Instantaneous Respiratory Waveforms in Animals and Man.
J.appl.Physiol. 21, 737 - 740 (1966)
- ASERINSKY, E., u. N. KLEITMANN: Two Types of Ocular Motility Occuring in Sleep.
J.appl.Physiol. 8, 1 - 10 (1955)
- BINDEL, E.: Die Zahlengrundlagen der Musik im Wandel der Zeiten, III. Teil: Zur Sprache der Tonarten und Tongeschlechter.
Stuttgart: Freies Geistesleben 1953
- BINDEL, E.: Atemzug und Pulsschlag in Anwendung auf Tondauer und Tonart.
Die Drei, 35, 401 - 406, Stuttgart: Freies Geistesleben 1965
- BUCHER, K.: Über den Entstehungsmechanismus der pulssynchronen Atmung.
Helv.physiol.pharmacol. Acta 2, 591 - 605 (1944)
- BUCHER, K.: Das Herz als Schrittmacher für die Atmung.
Z.f.naturwissenschaftl.-med. Grundlagenforsch. 1, 318 - 331 (1963)
- BUCHER, K.: Ungleiche Wertigkeit der beiden Vagi für die Atmung des Kaninchens.
Helv.physiol.pharmacol. Acta 22, C 106 - C 108 (1964)
- BUCHER, K.: Modulation of the Respiratory Cycle by the Cardiac Cycle (Pharmacological Characterization of the Mechanisms responsible).
Helv.physiol.pharmacol.Acta 23, 315 - 324 (1965)
- BUCHER, K., u. P. BÄTTIG: Zum Mechanismus der pulssynchronen Atmung.
Helv.physiol.pharmacol. Acta 18, 25 - 34 (1960 a)
- BUCHER, K., u. P. BÄTTIG: Zur Bedeutung der Vagi für die pulssynchrone Atmung.
Helv.physiol.pharmacol. Acta 18, 219 - 224 (1960b)

- BUCHER, K., u. P. BÄTTIG: Zum Mechanismus der pulssynchronen Atmung.
Helv.physiol.pharmacol.Acta 19, 90 - 96 (1961)
- DAUMANN, F.-J.: Untersuchungen über die rhythmische Funktionsordnung von Puls und Atmung bei dosierter Treitarbeit.
Med.Inaug.-Diss., Marburg/Lahn 1965
- DEMENT, W., u. N. KLEITMANN: The Relation of Eye Movements during Sleep to Dream Activity: an Objective Method for the Study of Dreaming.
J.exp.Psychol. 52, 339 - 346 (1957a)
- DEMENT, W., u. N. KLEITMANN: Cyclic Variations in EEG during Sleep and their Relation to Eye Movements, Body, Motility, and Dreaming.
Electroenceph.clin.Neurophysiol. 2, 673 - 690 (1957b)
- DOCUMENTA GEIGY: Wissenschaftliche Tabellen.
Basel 1955 und 1960
- ENGEL, P.: Pers. Mitteilung unveröffentl. Unters.
- GIBBS, F.A., u. E.L. GIBBS: Atlas of Electroencephalography. Vol. I, 2nd ed. Methodology and Controls.
Reading, Mass., USA: Addison-Wesley Publ. Comp. Inc. 1958
- GLEES, P.: Gehirn.
In: LANDOIS-ROSEMANN: Lehrbuch der Physiologie des Menschen, herausgeb. von H.-U. ROSEMANN, 28. Aufl., Bd. II, S. 716 - 764
München - Berlin: Urban & Schwarzenberg 1962
- GOLENHOFEN, K.: Physiologie des menschlichen Muskelkreislaufes.
Marb.Sitzungsber. 83/84, 167 - 254 (1961/62)
- GOLENHOFEN, K.: Physiologische Aspekte zur Soziosomatik des Kreislaufs.
Verh.dtsch.Ges.Kreisl.-Forsch. 32, 23 - 37 (1966)
- GOLENHOFEN, K., u. G. HILDEBRANDT: Die Beziehungen des Blutdruckrhythmus zu Atmung und peripherer Durchblutung.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 267, 27 - 45 (1958)
- GOLENHOFEN, K., u. G. HILDEBRANDT: Zur relativen Koordination von Atmung und Blutdruckwellen dritter Ordnung.
Z.Biol. 112, 451 - 458 (1961).

- GUKELBERGER, M.: Die atemphysiologischen Wirkungen der verschiedenen Körperlagen und ihre Bedeutung für die Therapie.
Erg.inn.Med. 64, 47 - 97 (1944)
- HELLNER, K., u. R. v. BAUMGARTEN: Über ein Endigungsgebiet afferenter kardiovaskulärer Fasern des Nervus vagus im Rautenhirn der Katze.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 273, 223 - 234 (1961)
- HELLPACH, W.: Geopsyche.
Stuttgart: Ferdinand Enke 1950
- HENRYSSON, St., O.W. HASELOFF u. H.J. HOFFMANN: Kleines Lehrbuch der Statistik.
Berlin: Walter de Gruyter & Co. 1960
- HESS, W.R.: Die Organisation des vegetativen Nervensystems.
Basel: Benno Schwabe & Co. 1948
- HILDEBRANDT, A., u. G. HILDEBRANDT: Oszillographische Praxis.
Jungingen: Bosch & Speidel 1958
- HILDEBRANDT, G.: Über die rhythmische Funktionsordnung von Puls und Atem.
Z.klin.Med. 150, 445 - 454 (1953)
- HILDEBRANDT, G.: Umstellungen des Atemrhythmus im Kurverlauf.
Arch.Phys.Thor. 11, 23 - 29 (1959a)
- HILDEBRANDT, G.: Über die Variabilität des Pulsrhythmus (Pulsperiodenstreuung) und ihre Beeinflussung durch die CO₂-Badekur.
Arch.Phys.Thor. 11, 132 - 137 (1959b)
- HILDEBRANDT, G.: Die rhythmische Funktionsordnung von Puls und Atmung.
Z.angew.Bäder- u. Klimahelk. 7, 533 - 615 (1960)
- HILDEBRANDT, G.: Rhythmus und Regulation.
Med.Welt 2, 73 - 81 (1961)
- HILDEBRANDT, G.: Zur Frage der rhythmischen Funktionsordnung beim Menschen.
in: Probleme der zentralnervösen Regulation.
Bad Oeynhausener Gespräche V., S. 22 - 28
Berlin - Göttingen - Heidelberg: Springer 1962a

- HILDEBRANDT, G.: Biologische Rhythmen und ihre Bedeutung für die Bäder- und Klimaheilkunde.
in: Handbuch der Bäder- und Klimaheilkunde.
Herausgeg. von W. AMELUNG u. A. EVERS
S. 730 - 785, Stuttgart: Schattauer 1962b
- HILDEBRANDT, G.: Störungen der rhythmischen Koordination und ihre balneotherapeutische Beeinflussung.
Z. angew. Bäder- u. Klimaheilk. 10, 402 - 420 (1963)
- HILDEBRANDT, G.: Leistung und Ordnung (Physiologische Gesichtspunkte zur Rehabilitationsforschung).
Med. Welt 17 (N.F.): 2732 - 2740 (1966)
- HILDEBRANDT, G.: Die Koordination rhythmischer Funktionen beim Menschen.
Verh. dtsch. Ges. inn. Med. Wiesbaden 1967 (im Druck)
- HILDEBRANDT, G., u. F.-J. DAUMANN: Die Koordination von Puls- und Atemrhythmus bei Arbeit.
Int. Z. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 21, 27 - 48 (1965)
- HILDEBRANDT, G., u. G. HILDEBRANDT-EVERS: Thorakographische Studien mit dem Oszillographen nach GESENIUS und KELLER.
Z. ges. exp. Med. 120, 244 - 270 (1953)
- HILDEBRANDT, G., u. R. JÄGER: Pers. Mitteilung unveröffentlichter Unters.
- HINDERLING, P., u. K. BUCHER: Synchronismen zwischen Kreislauf und Atmung am Menschen.
Helv. physiol. pharmacol. Acta 23, 374 - 381 (1965/66)
- HOCKE, R.: Elektroencephalographische Untersuchungen zu dem Problem einer Schlaf-tiefenbeurteilung mittels Registrierung der Schlafbewegung.
Med. Inaug.-Diss., München 1960
- HOLST, E. von: Vom Wesen der Ordnung im Zentralnervensystem
Naturwissenschaften 25, 625 - 631 und 641 - 647 (1937)
- HOLST, E. von: Die relative Koordination als Phänomen und als Methode zentralnervöser Funktionsanalyse
Ergeb. Physiol. 42, 228 - 306 (1939)
- HOLZLÖHNER, E.: Der Atempuls (Kardiopneumatische Bewegung) und der Blutrückstrom zum Herzen.
Z. Biol. 27, 409 - 426 (1936)

- HOLZLÖHNER, E.: Der Atempuls des Menschen und der Blutstrom in den herznahen Venen.
Arch.Kreisl.-Forsch. 1, 305 - 357 (1937)
- JÄGER, R.: Der rhythmische Wechsel der Nasenatmung.
Med.Inaug.-Diss., Marburg/Lahn 1967
(in Vorbereitung)
- JOSENHANS, W.T.: Breath Holding Effects on ULF Displacement Ballistocardiography.
Bibl.cardiol. (Basel) 19, 49 - 62 (1967)
- JOUVET, M.: Paradoxical Sleep - A Study of its Nature and Mechanisms.
in: Progress in Brain Research (ed. by K. AKERT, C. BALLY and J.P. SCHADE)
Vol. 18, S. 20 - 62
Amsterdam - London - New York: Elsevier Publ. Comp. 1965
- JOUVET, M., F. MICHEL et D. MONNIER: Analyse électroencéphalographique comparée du sommeil physiologique chez le chat et chez l'homme.
Rev.neurol. 103, 189 - 205 (1960)
- JOVANOVIĆ, M.J.: Einige Ergänzungen des elektroencephalographischen Schlafschemas.
Med.Klin. 60, 2131 - 2135 (1965)
- JUNG, R.: Der Schlaf.
in: Physiologie und Pathophysiologie des vegetativen Nervensystems (herausgegeben von M. MONNIER Bd. II, S. 650 - 684
Stuttgart: Hippokrates 1963
- KAWAI - HITOSI: The Effect of Pressure on the Body Surface upon the Temperature of the Human Turbinate.
J. of the Physiological Society of Japan.
Nippon seirigaku zasshi 16, 647 - 655 (1954)
- KLEITMANN, N.: Sleep and Wakefulness.
Chicago: Univ.Press 1939 und 1965
- KLEITMANN, N.: The Nature of Dreaming.
in: The Nature of Sleep, Ciba foundation Symposium, herausgegeben v. G.E.W. WOLSTENHOLME u. M. O'CONNOR.
London: J.A. Churchill Ltd., 1961
- KOEPCHEN, H.-P., u. K. Thureau: Zur Entstehung der respiratorischen Arrhythmie.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 266, 22 - 23 (1957/58)

- KOEPCHEN, H.-P., u. K. THURAU: Untersuchungen über Zusammenhänge zwischen Blutdruckwellen und Ateminnervation.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 267, 10 - 26 (1958)
- KOEPCHEN, H.-P., P. LANGHORST, H. SELLER, J. POLSTER u. P.H. WAGNER: Neuronale Aktivität im unteren Hirnstamm mit Beziehung zum Kreislauf.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 294, 40 - 64 (1967)
- KORNMÜLLER, A.E., H.B. LUX, K. WINKEL u. M. KLEE: Neurohumoral ausgelöste Schlafzustände an Tieren mit gekreuztem Kreislauf unter der Kontrolle von EEG-Ableitungen.
Naturwissenschaften 48, 503 - 505 (1961)
- KUGLER, J.: Elektroencephalographie in Klinik und Praxis.
Stuttgart: Georg Thieme 1966
- LANDOIS, L.: Graphische Untersuchungen über den Herzschlag.
Berlin 1876
Zit.n. HOLZLÖHNER (1937)
- LEGEWIE, H.: Schlaf und Traum.
Selecta 8, 2112 - 2122 (1966)
- LOOMIS, A.L., E.N. HARVEY u. G.A. HOBART: Distribution of Disturbance-Patterns in the Human Electroencephalogram, with special Reference to Sleep.
J. of Neurophysiol. 1, 413 - 430 (1938)
- MEAD, J., u. E. AGOSTONI: Dynamics of Breathing.
in: Handbook of Physiology, section 3: Respiration, Vol. I, 411 - 427
Washington D.C.: Amer.Physiol.Soc. 1964
- MONNIER, M.: Die zentrale Organisation der vegetativen Funktionen.
in: Physiologie und Pathophysiologie des vegetativen Nervensystems (herausgegeben von M. MONNIER) Bd. I, 90 - 262
Stuttgart: Hippokrates 1963a
- MONNIER, M.: Der Schlaf als trophotrope Leistung.
in: Physiologie und Pathophysiologie des vegetativen Nervensystems (herausgegeben von M. MONNIER) Bd. I, 263 - 279
Stuttgart: Hippokrates 1963b

- MONNIER, M., u. L. HÖSLI: Humoral Transmission of Sleep and Wakefulness.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 282, 60 - 75 (1965)
- OTHMER, E.: Persönlichkeit und Schlafverhalten.
in: Psychologia Universalis (herausgegeben von E. BAY, W. HELLPACH, W. METZGER u. W. WITTE)
Meisenheim am Glan: Anton Hain 1965
- PENÁZ, J.: Oscillations de la fréquence cardiaque et du tonus vaso-moteur au cours de respiration ralentie et accélérée.
J.Physiol. (Paris) 49, 346 - 349 (1957)
- PIRLET, K.: Thermische Einflüsse auf die Atemwege.
Fundamenta Balneo-Bioclimatologica 1, 441 - 462 (1960)
- RANKIN, J., u. J.A. DEMPSEY: Respiratory Muscles and the Mechanisms of Breathing.
Amer.J.phys.Med. 46, 198 - 244 (1967)
- ROSEMANN, R.: Der Schlaf.
in: LANDOIS' Lehrbuch der Physiologie des Menschen, S. 642
Berlin - Wien: Urban & Schwarzenberg 1935
- SALINGER, H.: Die rechnerische Auswertung statistischer Ergebnisse (Einführung in die Kollektivmaßlehre).
in: Th. BRUGSCH u. F.H. LEWY: Die Biologie der Person, Bd. I, 135 - 190
Berlin - Wien: Urban & Schwarzenberg 1926
- SCHNEIDER, M.: Hirnstamm.
in: Einführung in die Physiologie des Menschen. 15. Aufl., S. 545 - 579
Berlin - Göttingen - Heidelberg: Springer 1964
- SPANGENBERG, W.W.: Bemerkungen zur Pneumographie.
Z.ges.inn.Med. 10, 84 - 91 (1955)
- STUTTE, K.: Untersuchungen über die Phasenkoppelung zwischen Herzschlag und Atmung beim Menschen.
Med.Inaug.-Diss., Marburg/Lahn 1967
- STUTTE, K., u. G. HILDEBRANDT: Untersuchungen über die Koordination von Herzschlag und Atmung beim Menschen.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 289, R 47 (1966)
- VALK, J.M. van der: A simple Method for the Recording of Human Respiration.
Acta physiol.pharmacol.neerl. 1, 323 - 326 (1950)

WIRTH, W.:

Spezielle psychophysische Maßmethoden.
in: E. ABDERHALDEN: Handbuch der biologische
Arbeitsmethoden, Bd. VI A, S. 1 - 349,
Berlin - Wien: Urban & Schwarzenberg 1927

V e r d a n k u n g

Meinem verehrten Lehrer, Herrn Prof. Dr. med. G. Hildebrandt, danke ich für die Überlassung des Themas. Ganz besonderen Dank schulde ich ihm für die Förderung dieser Arbeit durch immerwährende freundliche Zuwendung und Unterweisung.

Für die Beratung bei der EEG-Registrierung sei an dieser Stelle Frau Mertens und Herrn Dr. med. A. Lütcke (EEG-Abteilung der Univ.-Nervenklinik, Marburg) besonders gedankt.

Herrn Dr. med. K. Stutte danke ich sehr herzlich für seine Hilfsbereitschaft bei der Durchführung der Vergleichsuntersuchungen.

Herrn Prof. Dr. med. H. Oehmig, Direktor des Anaesthesie-Zentrums der Chirurgischen Universitätsklinik Marburg, verdanke ich die Registrierung kardiopneumatischer Impulse am narkotisierten Patienten.

Für das Einfräsen der Nuten in die Plexiglashalterungen der Nasenfühler und die Herstellung der Isolierbehälter habe ich Herrn Feinmechanikermeister H. Zaun und der Feinmechanischen Werkstatt des Physiologischen Instituts der Universität Marburg zu danken.

Frau Behrens und Frau Hartmann danke ich für das Photographieren der Abbildungen.

Diese Arbeit wurde mit Unterstützung durch die Deutsche Forschungsgemeinschaft durchgeführt.

L e b e n s l a u f

Ich wurde am 15.5.1938 in Bad Liebenwerda, Lausitz, als Sohn des Rechtsanwaltes und Notars Hans Storch und seiner Ehefrau Dr. Johanna geb. Schwarz geboren. Mein Vater ist 1941 gefallen. In Marburg, wo meine Mutter seit 1945 als Amtsgerichtsrätin tätig ist, besuchte ich die Freie Waldorfschule und erhielt am 26.3.1958 das Zeugnis der Reife.

Im Sommersemester 1958 immatrikulierte ich mich in der Medizinischen Fakultät der Philipps-Universität Marburg/Lahn und bestand dort am 13.3.1959 das Vorphysikum und am 9.8.1960 das Physikum. Im Sommersemester 1961 studierte ich in Kiel, danach wieder in Marburg und legte hier am 5.2.1965 mein medizinisches Staatsexamen ab.

Seitdem war ich im Psychiatrischen Krankenhaus Marburg-Süd, im Institut für Arbeitsphysiologie und Rehabilitationsforschung der Universität Marburg, im Tuberkulose-Krankenhaus Sanatorium Sonnenblick, Marburg und in der Universitäts-Frauenklinik Marburg als Medizinalassistent tätig.

Meine akademischen Lehrer waren in Marburg die Herren Professoren und Dozenten:

Amon, Beckmann, Berendes, Bickel, Bock, Braun-Falco, Brück, Bücher, Dimroth, Dittrich, Exner, Förster, Gedigk, Gerock, Gross, Hamm, Hartmann, Hensel, Heuser, Hildebrandt, Hornung, Huber, Jacob, Kessel, Lang, Lindner, Linneweh, Lübbers, Mahr, v. Manger-König, Mattes, Marx, Maurath, du Mesnil de Rochemont, Meyer, Müller, Neubauer, Niessing, Oehme, Oehmig, Oksche, Overbeck, Petry, Pirson, Prinz, Schmid, Schmitz, Schölmerich, Schrappe, Schwaiger, Seidel, Siegert, Siess, Solth, Stein, Stender, Straub, Streicher, Vogt, Walcher, Wendt, Würterle.

Meine akademischen Lehrer waren in Kiel die Herren Professoren und Dozenten:

Behrens, Doerr, Eufinger, Gärtner, Hertz, Knese, Orzechowski, Philipp, Portwich, Reinwein, Staemmler, Stange, Wanke.

